



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



E.T.S.
INGENIERÍA
INFORMÁTICA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

Estudio mediante mecánica de fluidos computacional del efecto de la estenosis en el íleon provocada por la enfermedad de Crohn.

Computational fluid dynamics study of the intestinal stenosis caused by Crohn's disease

Realizado por
Eduardo Abril López
Tutorizado por
Carlos del Pino Peñas
Departamento
Mecánica de Fluidos

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, NOVIEMBRE 2016

Resumen

Resumen: La enfermedad de Crohn es una enfermedad crónica que causa la inflamación de cualquier parte del sistema gastrointestinal, producido por el ataque al sistema inmunitario. En concreto, la parte que más suele afectarse es la parte inferior del intestino delgado (íleon) que es donde se va a centrar el estudio. Esta enfermedad de Crohn afecta al cuerpo humano inflamando el revestimiento de la parte afectada en el intestino delgado provocando una hinchazón de la pared. Si esta hinchazón (zona de la mucosa y submucosa debajo del músculo) persiste en el tiempo se produce una estenosis (o estrechamiento del diámetro del intestino) debido a una cicatrización del tejido, lo que provoca que la zona afectada o revestimiento no vuelva a la actividad normal.

Este estudio computacional se basa en el efecto de estenosis en el íleon de un adulto. Para ello, vamos a modelar distintos grados de estenosis, es decir, desde un caso base en el que el intestino está sano hasta un caso extremo en el que la enfermedad ha provocado una estenosis severa. Por consiguiente, el modelo de estenosis del íleon se asemeja a una tobera convergente-divergente.

Mediante el uso de técnicas de análisis de dinámica de fluidos computacional (CFD) se determina la curva de correlación adimensional de magnitudes fluidas (velocidad o vorticidad) desde un intestino sano hasta distintos grados de estenosis (normales o severos que provocan la obstrucción). Para calcular esta curva de correlación se han llevado a cabo simulaciones con varias geometrías que representan distintos grados de estrechamiento, desde un intestino totalmente sano hasta el caso extremo de una estenosis que requiere una intervención quirúrgica. Además de la geometría, variaremos el comportamiento del fluido que pasa por el intestino. Para este fin, se analizarán dos fluidos: uno con comportamiento newtoniano (como el agua) a otro fluido que se comporta como no newtoniano (producto lácteo que se recomienda cuando se tiene la enfermedad de Crohn).

Los resultados obtenidos muestran un aumento en la presión ejercida a la entrada del intestino, debido a la presencia de la estrechez del mismo y la consiguiente aceleración del fluido en la garganta de la estenosis. Todo este proceso produce un sobreesfuerzo del intestino y también en el esfuerzo cortante en la pared para forzar el paso de los alimentos lo que puede provocar dolores en la zona abdominal y diarreas.

Palabras claves: ingeniería biomédica, enfermedad de Crohn, íleon, estenosis, dinámica de fluidos computacional, intestino delgado, sistema gastrointestinal, análisis CFD.

Abstract

Summary: Crohn's disease is a chronic pathology that causes an inflammation in some regions of the gastrointestinal system produced the an attack on the immune system. Specifically, the most affected area is located at the lower part of the small intestine (ileum). We first will focus the study on this region where Crohn's disease affects the human body producing a local inflammation of the bowel wall. Thus, this inflammation can lead to a permanent stenosis (reduction in the diameter of the bowel) in many cases because the bowel wall (mucosa and submucosa under the muscle) is not able to perform again a normal activity due to healing process.

This computational study is based on the effect of the stenosis of the ileum in an adult. For this porpuse, we will pay our attention on several level of stenosis, e.g. from a base case of healthy bowel to the extreme case of inflammatory bowel disease with large bowel obstruction. Therefore, the model of the stenosis of the ileum is similar to a convergent-diveregent nozzle.

Using computational fluid dynamics (CFD) technique, we may determine the non-dimensional correlation curve between fluid magnitudes (velocity or vorticity) and the variations caused by the presence of different types of stenoses of the ileum, e.g. from a healthy bowel to a large bowel obstruction. To compute this correlation curve quantitatively we have carried out simulations in several geometries to mimic the type of stenosis, from the possible scenario of a healthy bowel to a complex diseased case that requires surgical intervention. Besides, we will study in detail not only the effect of the geometry but also the fluid behavior that passes through the bowel. To that end, we will analyze two fluids: newtonian (e.g. water) and non-newtonian (dairy product recommended when the adult has the Crohn's disease).

Our results show an increase in the pressure drop at the entrance of the bowel, due to the presence of the throat which causes an acceleration of the fluid. This process also produces an overshoot in the forces and wall shear stress through the bowel due to the fluid motion of the dairy product which may cause abdominal pain and diarrhea.

Keywords: biomedical engineering, Crohn's disease, stenosis, computational fluid dynamics, small intestine, gastrointestinal system, CFD analysis.

Índice

Resumen	3
Lista de figuras	6
1. Introducción	7
1.2. Fisiología del sistema gastrointestinal.....	7
1.3. Fisiología del intestino delgado.....	8
1.4. Fisiología del íleon y íleon terminal.....	9
1.5. Motivación.....	10
2. Estudio numérico	10
2.1. Análisis mediante mecánica de fluidos computacional.....	10
2.2. Geometrías.....	11
2.3. Mallado de las geometrías.....	13
2.4. Condiciones de contorno.....	14
2.5. Tipo de fluido.....	15
2.6. Condiciones de flujo.....	18
3. Validación numérica	19
3.1. Adimensionalización.....	22
3.2. Validación Presión.....	22
4. Resultados	24
4.1. Presión.....	24
4.2. Vorticidad.....	28
4.3. Velocidad.....	30
5. Conclusiones y trabajos futuros	33
Bibliografía	35
Anexo	37

Lista de figuras

Figura 1.1. Representación del sistema gastrointestinal.

Figura 1.2. Representación intestino delgado y sus distintas partes.

Figura 1.3. Representación de la estructura del íleon.

Figura 2.1. Descripción del modelado CFD.

Figura 2.2. Representación gráfica del íleon (vista de perfil a la izquierda y 3D a la derecha) sin estenosis (a) y con estenosis de 0.25cm (b), 0.50cm (c), 0.75cm (d) y 1 cm (e).

Figura 2.3. Representación gráfica del mallado de la geometría del íleon(vista 3D a la derecha) sin estenosis (a) y con estenosis de 0,25cm (b), 0,5cm (c), 0,75cm (d), y 1 cm.

Figura 3.1. Comportamiento de los fluidos no newtonianos independientes del tiempo. Gráfica $\tau = f(\dot{\gamma})$.

Figura 3.2. Comportamiento de los fluidos no newtonianos independientes del tiempo. Gráfica $\mu = f(\dot{\gamma})$.

Figura 3.3. Representación del comportamiento de los fluidos utilizados en la simulación.

Figura 4.1. Geometría intestino sano.

Figura 5.1. Representación gráfica del caudal frente a la variación de presión para el yogurt1 y el lácteo1.

Figura 5.2. Representación gráfica del caudal frente a la variación de presión para el yogurt 2 y el lácteo2.

Figura 6.1. Representación gráfica en 3D de la presión en el intestino con una estenosis de 1cm para el yogurt2.

Figura 7.1. Representación gráfica de la diferencia de presión en el yogurt1 y lácteo 1 frente al grado de estenosis en el intestino.

Figura 7.2. Representación gráfica de la diferencia de presión en el yogurt2 y lácteo 2 frente al grado de estenosis en el intestino.

Figura 7.3. Representación gráfica de la diferencia entre yogurt1 y lácteo1 frente al grado de estenosis del intestino.

Figura 7.4. Representación gráfica de la diferencia entre yogurt2 y lácteo2 frente al grado de estenosis del intestino.

Figura 8.1. Representación 2D de la vorticidad en el íleon con estenosis de 1cm para un fluido no newtoniano (yogurt2).

Figura 9.1. Representación vorticidad adimensional para el yogurt1, lácteo1, yogurt2 y lácteo2 frente estenosis adimensional.

Figura 10.1. Representación gráfica de la velocidad adimensional frente a la longitud adimensional del intestino para una estenosis de 1cm, 0.75cm, 0.5cm, 0.25cm y sin estenosis para el yogurt1.

Figura 10.2. Representación gráfica de la velocidad adimensional frente a la longitud adimensional del intestino para una estenosis de 1cm, 0.75cm, 0.5cm, 0.25cm y sin estenosis para el yogurt2.

Figura 11.1. Representación de la velocidad máxima adimensionalizada en los distintos grados de estenosis para fluidos no newtoniano (yogurt1 y 2) y newtoniano (lácteo1 y 2).

1. Introducción

1.1. Fisiología del sistema gastrointestinal

Cuando nos referimos a la digestión humana, estamos hablando de un proceso metabólico, por el cual transformamos los alimentos ingeridos en sustancias químicas que son absorbidas por el cuerpo humano para proporcionarnos energía [4].

El tracto digestivo es un conjunto de tubos que van interconectados desde la boca hasta el ano. Cuando hablamos de aparato digestivo se trata de un conjunto de órganos que se dividen en las distintas partes mostradas en la figura 1.1.

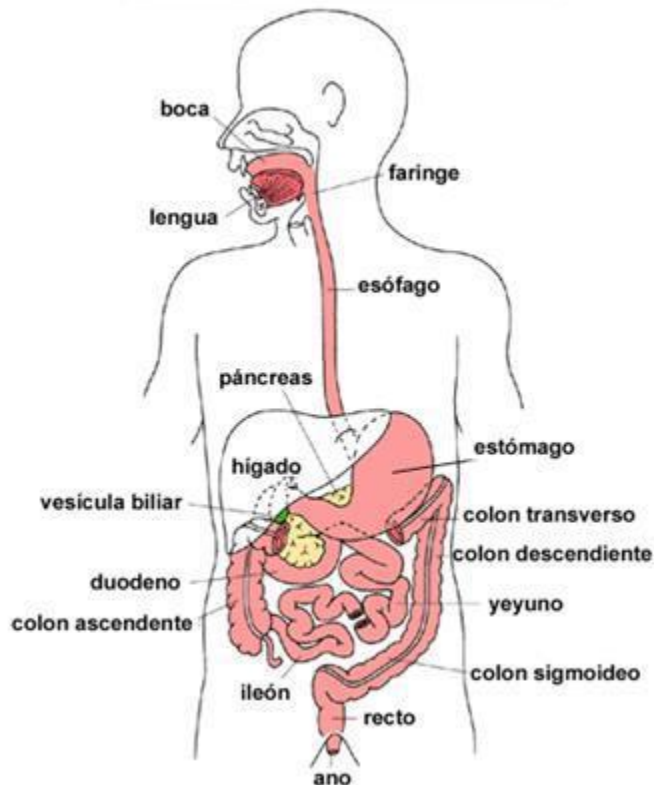


Figura 1.1. Representación del sistema gastrointestinal [15].

- **Esófago:** Se encuentra en la parte superior del cuerpo humano y comprende desde la boca hasta el estómago. Se trata de un tubo compuesto por una serie de anillas que nos ayudan a pasar los alimentos hasta el estómago.
- **Estómago:** se encuentra en la parte superior del abdomen, tiene forma de bolsa y es donde se digieren los alimentos.
- **Duodeno:** Se trata de la parte del intestino que une el estómago con el yeyuno. Está localizado igual que el estómago en la parte superior del abdomen y se encarga de las vitaminas, nutrientes y minerales.
- **Yeyuno:** Es una de las partes del intestino delgado, este se encuentra en la parte superior del intestino delgado y sirve de unión entre el duodeno y el resto del intestino. En este tramo actúa el jugo intestinal para degradar el alimento ingerido.

- **Intestino delgado:** Se encuentra en la parte baja del abdomen, y junto con el yeyuno y el íleon sirve de unión entre el estómago y el intestino grueso. Se encarga de la absorción de nutrientes y tiene una longitud de 6 a 8 metros.
- **Íleon:** Es la sección final del intestino delgado y en él se encuentra la válvula ileocecal la cual separa el intestino grueso del intestino delgado. El íleon se encarga de la absorción de nutrientes como el hierro y la vitamina B12.
- **Intestino grueso:** El intestino grueso es la parte que une el intestino delgado a través de la válvula ileocecal con el recto anal, este está compuesto por el ciego que es la primera porción del intestino grueso y su función es la de retrasar el progreso del contenido intestinal hacia el intestino grueso, también está el colon ascendente que se extiende desde el ciego hasta la flexura cólica derecha, otra parte del intestino grueso es el colon transverso que se encuentra desde la flexura cólica derecha a la izquierda y por último tenemos el colon descendente que se encuentra en la parte final de tracto intestinal y termina en el recto anal.

1.2. Fisiología del intestino delgado

El intestino delgado [10] es la zona del sistema gastrointestinal donde es liberado el quimo producido por el estómago, este se divide en duodeno, yeyuno e íleon, tal y como se representa en la figura 1.2.

Como región más corta tenemos el **duodeno** que tiene una longitud aproximada de unos 25.4 cm de largo que comienza en el esfínter pilórico el cual se dobla detrás del peritoneo, denominándose retroperitoneal, para después realizar una curva en forma de “C” alrededor de la cabeza del páncreas antes de ascender nuevamente hacia delante para unirse al yeyuno, por lo tanto esta sección se divide en cuatro segmentos (descendente, horizontal, ascendente y duodeno superior).

A continuación del duodeno tenemos el **yeyuno** el cual tiene una longitud aproximada de 1 metro y se extiende desde el duodeno al íleon, por último tenemos el **íleon** que se trata de la parte más larga del intestino delgado con una longitud aproximada de unos 1.8 metros, y es la más gruesa, más vascular y con más pliegues de las tres, este se une al ciego que es la primera porción del intestino grueso, es decir a la válvula ileocecal.

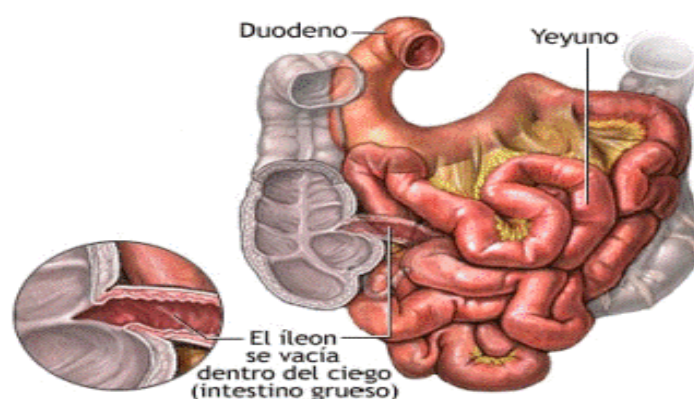


Figura 1.2. Representación intestino delgado y sus distintas partes [16].

1.3. Fisiología del íleon y íleon terminal

El íleon es la última parte de las tres partes que componen el intestino delgado el cual en el final de este se encuentra el íleon terminal que se trata de un tubo de unos 3 a 3.5 cm de diámetro y con una longitud de unos 3 a 5 cm de largo el cual desemboca en la válvula ileocecal [7].

Por último tenemos que el quimo procesado en el duodeno, yeyuno y íleon una vez llega al íleon terminal se almacena esperando la apertura de la válvula ileocecal, siendo empujado a través de las ondas peristálticas de las paredes que producen contracciones que mueven el quimo.

Las diferentes partes del íleon según su tejido son mostradas en la figura 1.3 y se definen como sigue:

- **Mucosa:** es la capa más interna, cuya función se especializa en la absorción de nutrientes.
- **Submucosa:** esta capa contiene los nervios y los vasos sanguíneos que apoyan a las demás capas del íleon.
- **Muscularis externa:** se trata de una capa muscular que rodea la submucosa y contiene bandas de músculo liso que se contraen produciendo los movimientos peristálticos.
- **Serosa:** es la capa más externa del íleon, cuya función es segregar un líquido resbaladizo conocido como fluido seroso que da al íleon una superficie viscosa y resbaladiza para protegerlo de la fricción con los demás órganos.

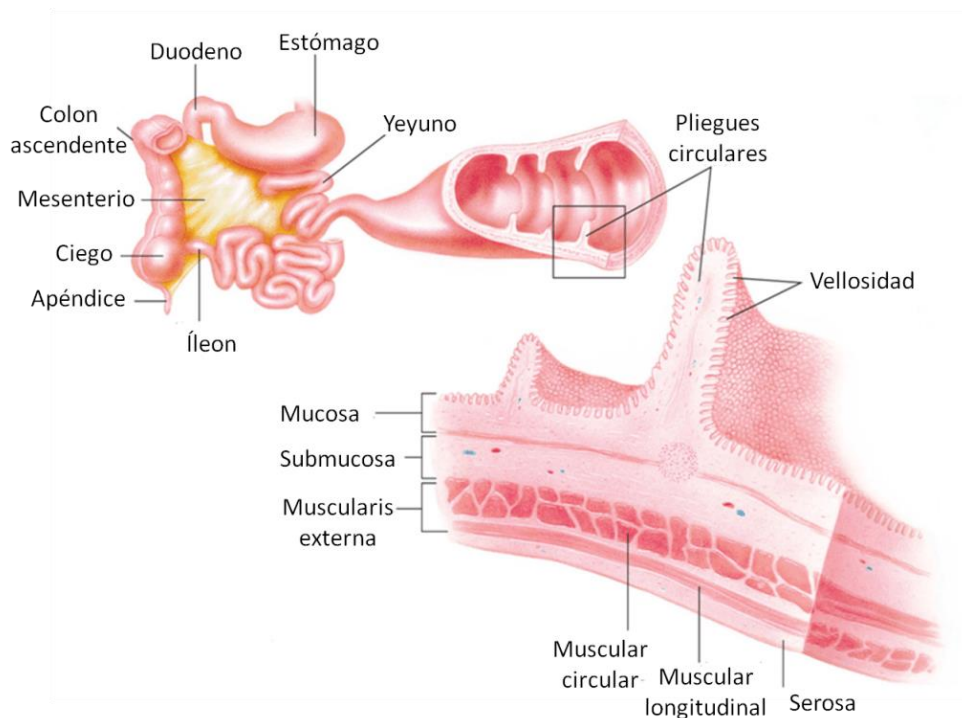


Figura 1.3. Representación de la estructura del íleon [17].

1.4. Motivación

En España se registran más de 2000 nuevos casos de enfermedad de Crohn (EC) al año y hay registrados más de 2 millones de casos de esta enfermedad en Europa.

Hoy en día la EC se trata de una enfermedad poco estudiada y con apenas tratamientos, además de que no se conoce la razón por la que se produce, existen muchas especulaciones de que puede ser hereditaria, por la alimentación de la persona, factores climáticos, etc.

Pero no hay nada claro respecto a esto, eso me llevó a leer sobre esta enfermedad ya que al estudiante que realiza este trabajo se la diagnosticaron hace poco y me di cuenta que no había apenas simulaciones o estudios sobre el paso de los alimentos en personas afectadas por esta enfermedad, así como simuladores físicos del intestino para enfermedades gastrointestinales. Casi todos los simuladores eran de uso comercial para la prueba de productos alimenticios.

Todo eso me llevo a querer simular el paso de alimentos por un intestino el cual este afectado por la enfermedad de Crohn, en el cual se hubiera producido una estenosis.

2. Estudio numérico

En este estudio computacional se buscaba ver las diferencias en el paso de alimentos de un intestino dañado con uno sano.

Para ello se tomó como modelo una sección del intestino concretamente del íleon de unos 25 cm y un diámetro de unos 3,5 cm sin estenosis, ya que esta zona es la más afectada en los casos de EC.

2.1. Análisis mediante mecánica de fluidos computacional

Mediante CFD podemos obtener información del paso de los alimentos o de distintos fluidos a través del intestino de forma rápida y menos invasiva que otros métodos como colonoscopias, endoscopias, etc.

Además de que se puede disminuir la cantidad de dinero invertido en hospitalización del paciente y tratamiento ya que si podemos visualizar el paso de los alimentos a través de su intestino pudiendo determinar que alimentos pueden llevar a una mejoría de este.

Un esquema del funcionamiento de un programa de CFD y sus distintos módulos se muestran en la figura 2.1.

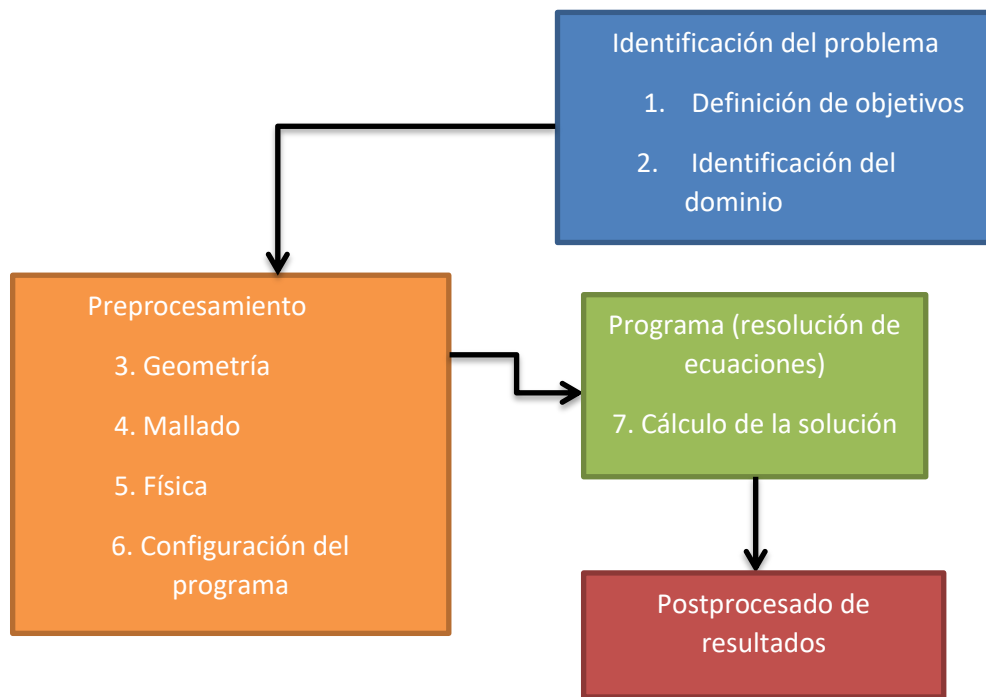


Figura 2.1. Descripción del modelado CFD.

La herramienta Ansys Fluent® utiliza una serie de ecuaciones para aproximar las soluciones de nuestro modelo, y para ello utiliza las ecuaciones de Navier Stokes y de continuidad [2] para un flujo newtoniano incompresible 3D.

El programa utiliza 3 ecuaciones de momento tanto para el eje x, y, z:

$$\rho g_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) = \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right), \quad (1)$$

$$\rho g_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) = \rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right), \quad (2)$$

$$\rho g_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) = \rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right), \quad (3)$$

y además la ecuación de continuidad:

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0, \quad (4)$$

donde (u, v, w) representa el campo de velocidad en las direcciones (x, y, z), p es la presión, ρ es la densidad y μ es la viscosidad dinámica.

2.2. Geometrías

Las geometrías usadas en este estudio de dinámica computacional de fluidos han sido desarrolladas a partir de TACs, radiografías y ecografías del íleon del propio autor del trabajo fin de grado, y fueron diseñadas mediante una herramienta CAD en este caso SolidWorks®.

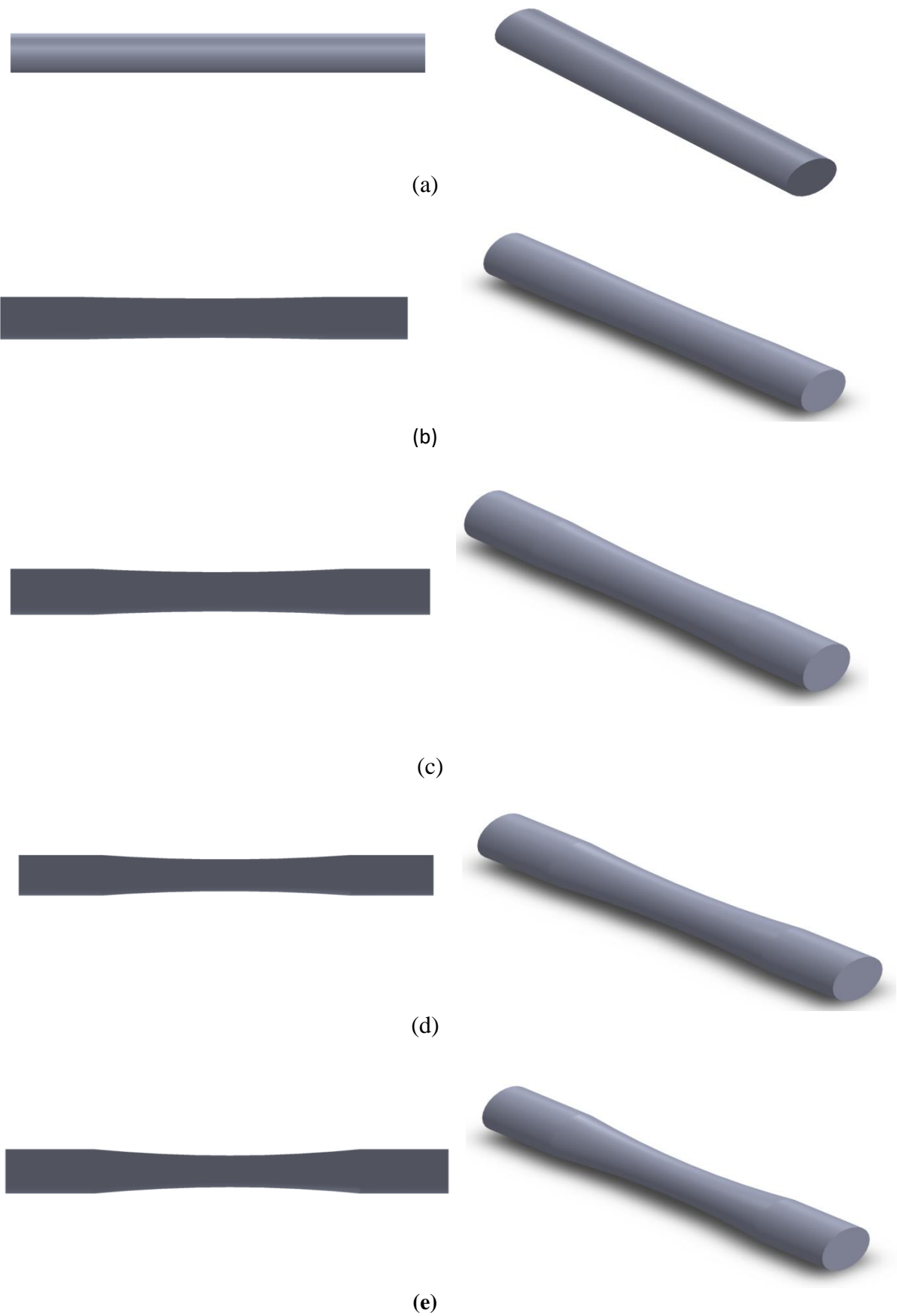


Figura 2.2. Representación gráfica del íleon (vista de perfil a la izquierda y 3D a la derecha) sin estenosis (a) y con estenosis de 0.25cm (b), 0.50cm (c), 0.75cm (d) y 1 cm (e).

Para el estudio de CFD se han utilizado cinco geometrías diferentes como se puede apreciar en la figura 2.2, la primera como caso base un trozo de íleon sin ninguna deformación, es decir un intestino sano. La segunda geometría se trata de un trozo de íleon el cual ha sido afectado por una estenosis muy leve la cual apenas tiene diferencia con el íleon sano.

A partir de este caso se ha ido aumentando el grado de estenosis del íleon llegando a un máximo posible sin tener que llegar a operar al paciente en el que el diámetro del intestino se ve reducido 1 cm.

Estas geometrías se han modelado como un tubo cilíndrico rígido sin tener en cuenta las paredes elásticas del intestino ya que para las velocidades de simulación utilizadas no supondrían una gran variación y si aumentarían la complejidad de la geometría considerablemente.

Para la estenosis del intestino se ha modelado según imágenes radiográficas tanto imágenes de artículos como mis propias radiografías y TACS realizados, teniendo en cuenta que no todos los intestinos tienen el mismo diámetro se decidió utilizar el diámetro de mi propio intestino como modelo y se eligió una longitud lo suficientemente grande como para poder apreciar variaciones en el paso del fluido. Para ello se realizó otra geometría con una mayor longitud a la salida de la estenosis para ver si variaba el fluido.

Como después de realizar el mismo proceso que en las otras geometrías no se apreció diferencia alguna se decidió utilizar la misma longitud a la entrada que a la salida.

La geometría definitiva que modela el íleon tiene forma de conducto circular de sección constante con un diámetro $D=3.5$ cm y una longitud $L=25$ cm. Esta geometría se asemeja en gran medida a un caso real.

2.3. Mallado de las geometrías

Las mallas usadas para las geometrías se generaron mediante Ansys Fluent 15.0® versión para estudiantes.

Para las mallas se usaron paralepípedos ya que nos ofrecían una mejora computacional al paso del fluido por el tubo.

Geometría	Nodos	Número de Elementos
Íleon sin estenosis	30492	28028
Íleon estenosis de 0,25cm	31408	28840
Íleon estenosis de 0,5cm	31930	29376
Íleon estenosis de 0,75cm	31408	28840
Íleon estenosis de 1cm	31408	28840

Tabla 1. Elementos y nodos paralepípedos de cada geometría.

El mallado utilizado para las geometrías es el más fino posible usando paralelepípedos tal y como se observa en la figura 2.3 y en la tabla 1.

2.4. Condiciones de contorno

En este estudio podemos distinguir cuatro tipos de contorno, la entrada al intestino (inlet) la salida (outlet), la pared del intestino (wall) y la zona por donde pasa el fluido (fluid_zone).

Para la entrada le hemos asignado una velocidad constante de $6,945e^{-5} \frac{m}{s}$ que se ha calculado teniendo en cuenta la longitud del intestino y la frecuencia mínima de una persona al hacer la digestión como se puede apreciar en la ecuación 5.

$$V_{inlet} = \frac{600cm}{24h * 60 \frac{min}{h}} = \frac{10cm}{24min} = 6,945e^{-5} \frac{m}{s}. \quad (5)$$

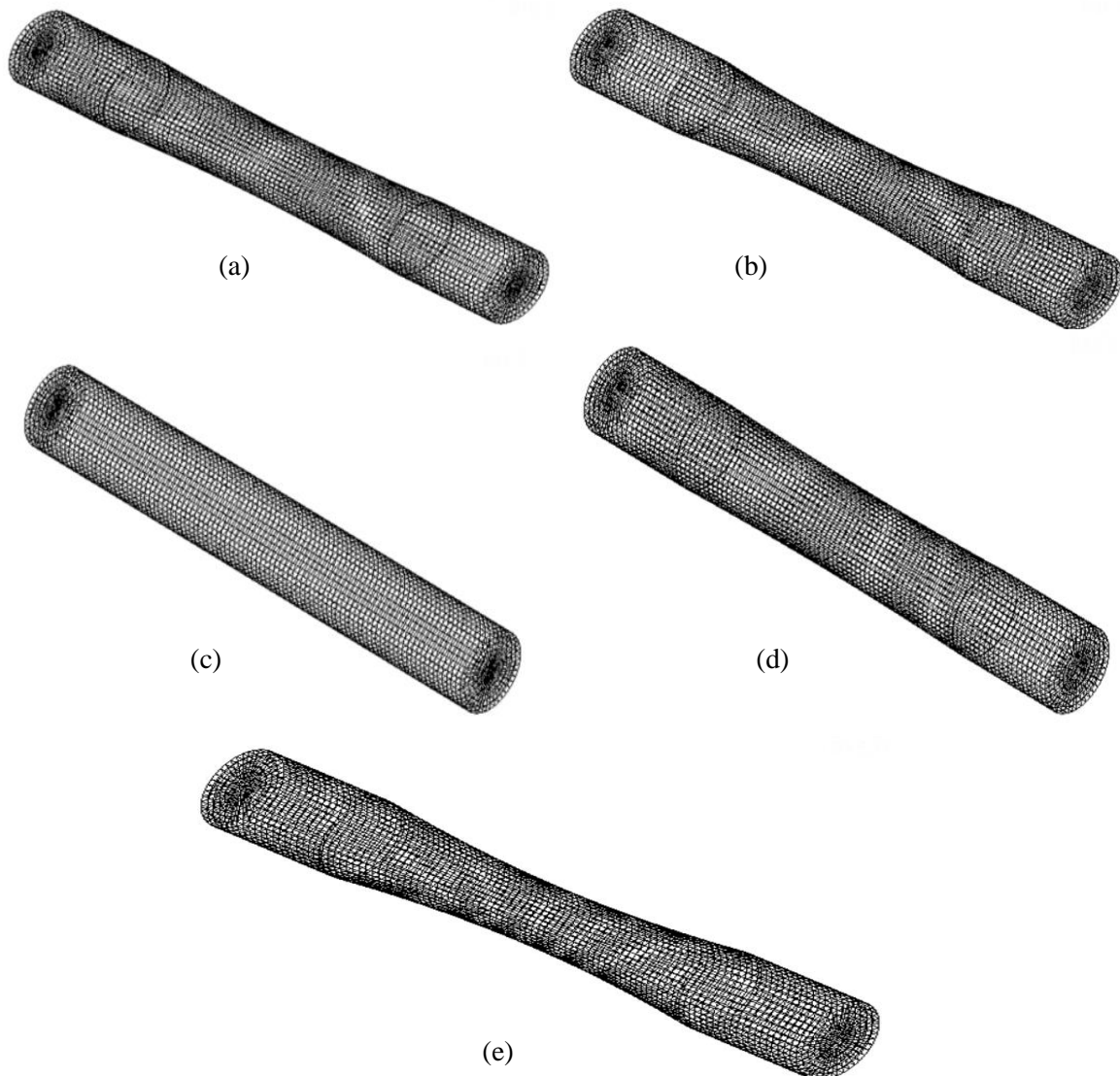


Figura 2.3. Representación gráfica del mallado de la geometría del íleon (vista 3D a la derecha) sin estenosis (a) y con estenosis de 0,25cm (b), 0,5cm (c), 0,75cm (d), y 1 cm (e).

La presión a la salida se ha tomado por defecto la presión atmosférica. Este valor no tiene ninguna influencia ya que lo que es relevante para el movimiento fluido es la diferencia de presiones en valor absoluto y no el valor local que tome la presión.

En el caso de la pared del modelo se ha tomado una pared lisa para simplificar el modelo y ya que no nos afecta a los resultados significativamente, debido a que la velocidad del fluido a través del modelo es extremadamente pequeña, por lo que las variaciones tomando una pared rugosa serían insignificantes.

2.5. Tipo de fluido

Este apartado tiene como objetivo modelar la viscosidad dinámica que aparece como parámetro en las ecuaciones de conservación de la cantidad de movimiento (1)-(3).

El estudio experimental de la dinámica de un tubo relleno de un fluido no newtoniano, se enmarca, principalmente, entre dos ramas de la Física denominadas Mecánica de Fluidos y Reología.

La Mecánica de Fluidos se ocupa de la determinación de las fuerzas aplicadas sobre un cuerpo rígido atravesado por un fluido newtoniano en reposo o en movimiento. Entre las muchas aplicaciones de la Mecánica de Fluidos, se pueden destacar los fenómenos de sedimentación o lubricación. Existen numerosos ejemplos de fluidos newtonianos en la naturaleza, entre los que se encuentran la miel, el aceite, el agua, la glicerina y el aire.

La Reología estudia el comportamiento de los fluidos no newtonianos. Uno de sus objetivos fundamentales es el de encontrar las ecuaciones constitutivas pertinentes para modelar el comportamiento de estos materiales. Algunos científicos como Robert Hooke o Isaac Newton realizaron investigaciones para relacionar la tensión aplicada y la deformación o velocidad de deformación de los materiales. Robert Hooke comentó en su libro de “La verdadera teoría de la Elasticidad (1678)” que si se duplicaba la tensión, se obraba la deformación. Por otro lado, Isaac Newton publicó, en su libro “Philosophiae Naturalis Principia Mathematica (1687)”, una hipótesis relativa al estado simple de cizalladura (o corte): “La resistencia derivada de la falta de deslizamiento de las partes de un líquido es proporcional a la velocidad con que se separan unas de otras dentro de él”. Según Newton, la tensión aplicada es directamente proporcional a la velocidad de deformación o gradiente de velocidad de los materiales. De aquí, se obtiene la ley que lleva su nombre, es decir, la Ley de Newton:

$$\tau = \mu \dot{\gamma}, \quad (6)$$

siendo τ la tensión aplicada (Pa), μ es la viscosidad aparente (Pa·s) y $\dot{\gamma}$ es la velocidad de corte o gradiente de velocidad (1/s).

Esta ecuación representa, hoy día, una clasificación entre fluidos newtonianos y los fluidos no newtonianos, es decir, entre aquéllos que poseen una viscosidad únicamente dependiente de la temperatura y de la presión, y los que no.

Para caracterizar un fluido no newtoniano, es decir, para determinar la dependencia de la tensión aplicada o viscosidad frente a la velocidad de deformación en dichos fluidos, debe utilizarse un reómetro [18]. Este aparato es utilizado para determinar las propiedades

reológicas de los fluidos y como consecuencia, se llega a obtener información que permite inferir la ecuación constitutiva del fluido no newtoniano. Uno de los ensayos reológicos básicos se conoce como curva de flujo. El objetivo es obtener la posible dependencia de la viscosidad aparente del fluido con la velocidad de deformación. En la figura 3.1 se muestra la variación de la tensión en función de la velocidad de deformación. Mediante esta gráfica se puede realizar una clasificación de los distintos fluidos no newtonianos independientes del tiempo.

Por otra parte, al existir una relación entre tensión (τ) y viscosidad aparente (μ), se puede representar la variación de esta viscosidad en función de la velocidad de deformación, tal y como se muestra en la figura 3.1, donde τ tiene unidades de pascales (Pa) y el esfuerzo cortante $\dot{\gamma}$ tiene unidades de 1/s.

A continuación, se realiza una breve explicación de los distintos comportamientos anteriormente representados:

- Fluido newtoniano: son aquellos que cumplen la Ley de Newton, determinada por la ecuación 6.
- Fluido plástico: sustancias o fluidos que, para tensiones tangenciales inferiores a un valor característico τ_0 llamado esfuerzo umbral o tensión de fluencia inicial, se comportan elásticamente, y superado ese valor muestran un comportamiento viscoso. Un ejemplo de este comportamiento lo muestra la mahonesa.
- Fluido shear-thinning: son aquéllos que no tienen una tensión de fluencia para que comiencen a deformarse, pero la viscosidad es alta para bajas velocidades de deformación ($\dot{\gamma}$), y decrece con el incremento de la velocidad de deformación hasta alcanzar un valor asintótico de viscosidad. Un ejemplo es el ketchup o el gel de ducha.
- Fluido shear-thickening: son aquéllos que, al igual que los fluidos shear-thinning, no poseen una tensión de fluencia inicial, pero su viscosidad aumenta al incrementar el gradiente de velocidad de deformación. Este tipo de comportamiento es menos común que los anteriores. Un ejemplo de fluido shear-thickening es una pasta acuosa de harina de maíz.

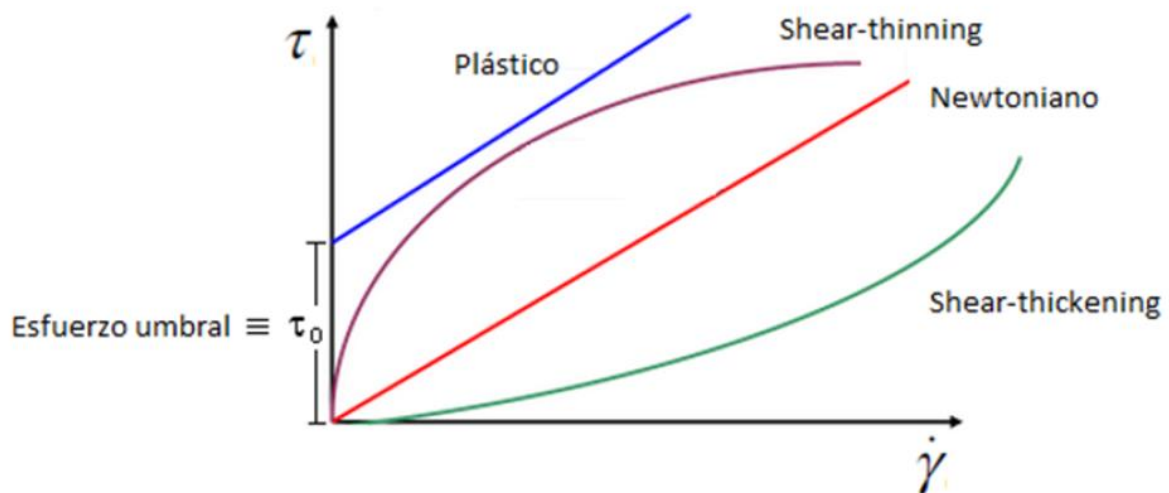


Figura 3.1. Comportamiento de los fluidos no newtonianos independientes del tiempo. Gráfica $\tau = f(\dot{\gamma})$.

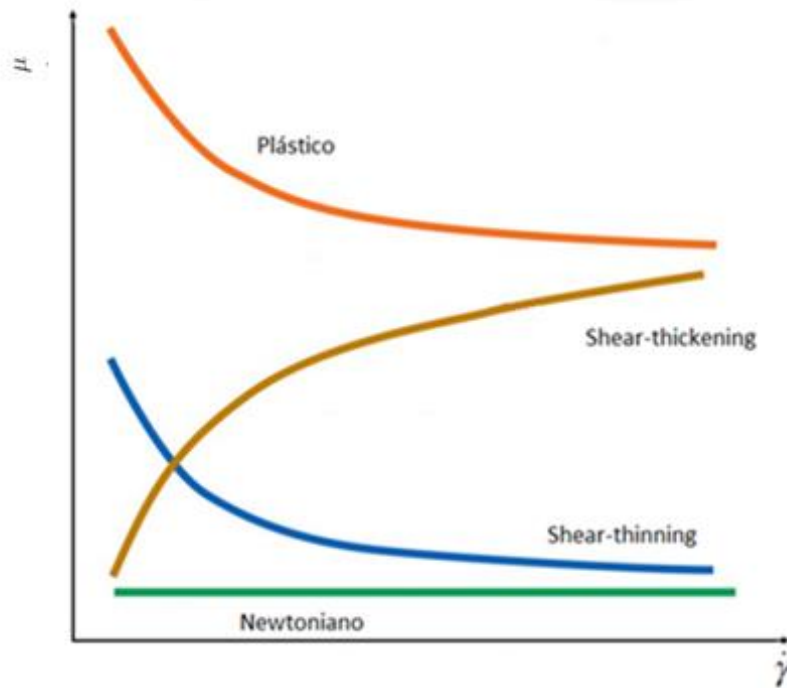


Figura 3.2. Comportamiento de los fluidos no newtonianos independientes del tiempo. Gráfica $\mu = f(\dot{\gamma})$.

El material usado para la simulación del bolo alimenticio en este estudio ha sido el yogurt ya que es el alimento que tiene unas características muy parecidas al bolo alimenticio y dado que las personas que padecen esta enfermedad suelen tomar una dieta a base de yogures, cremas, sopas y otros productos blandos.

Teniendo en cuenta estas características se decidió optar por el uso del yogurt en la simulación, utilizando dos yogures distintos [1,3] cada uno con características distintas.

Para simularlos se usó la Ley de Oswald de Waele como se hace referencia en la ecuación 7:

$$\mu = K\dot{\gamma}^{n-1}, \quad (7)$$

donde μ es la viscosidad dinámica, K y n son constantes que dependen del comportamiento no newtoniano (Reología) del yogurt. En el caso de un fluido newtoniano la viscosidad dinámica es constante. En la figura 3.2 se representan los cuatro grandes grupos correspondientes al plástico ($n < 1$ pero con un esfuerzo inicial), newtoniano ($n = 1$), shear-thinning ($n < 1$ sin esfuerzo inicial), y shear-thickening ($n > 1$).

Ansys Fluent® calcula automáticamente el esfuerzo cortante correspondiente a cada variación de velocidad en la geometría simulada y por lo tanto, esto nos proporciona el movimiento del fluido a través del trozo de intestino simulado.

Como podemos apreciar en la figura 3.3. tenemos la representación de los fluidos usados, por lo que podríamos clasificar nuestros fluidos no newtonianos como shear-thinning.

Dado que su viscosidad aumenta al incrementar la velocidad de corte, en cambio para los newtonianos esta se mantiene constante a cualquier valor.

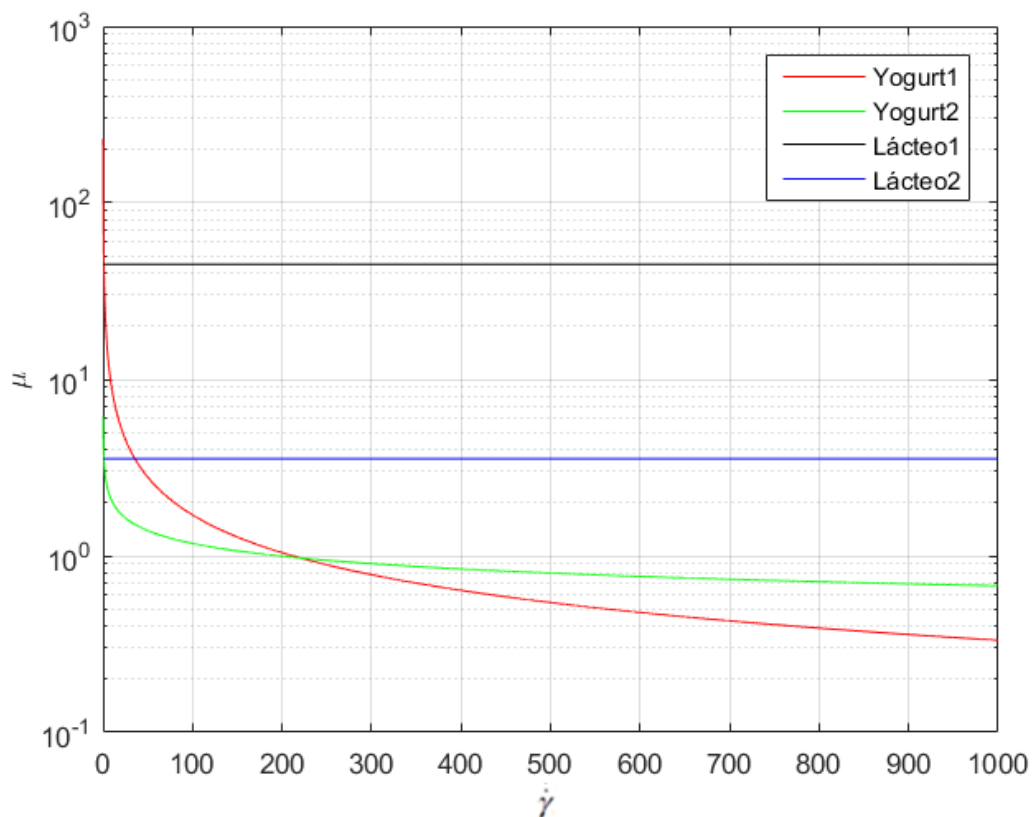


Figura 3.3. Representación del comportamiento de los fluidos utilizados en la simulación.

Los datos usados para estos fluidos los podemos ver en la tabla 2.

Fluidos	Densidad($\frac{kg}{m^3}$)	Viscosidad($\frac{kg}{m-s}$)	Índice Consistencia($\frac{kg-s^{n-2}}{m}$)	Índice (n)
Yogurt1	1030	0.1-1000	44.84	0.29
Yogurt2	1245	0.1-1000	3.55	0.76
Lácteo1	1030	44.84		1
Lácteo2	1245	3.55		1

Tabla 2. Datos de simulación para el yogurt y lácteos.

2.6. Condiciones de flujo

En cuanto a los modelos usados se ha obviado el uso de un flujo pulsante ya que a pesar de que el flujo a través del intestino es un flujo pulsante, debido a las contracciones peristálticas de los músculos del intestino, en nuestro caso al estar simulando una velocidad constante a la entrada de $6,945e^{-5} \frac{m}{s}$ se trata de una velocidad tan pequeña que no tendría diferencia entre un flujo laminar simple y uno pulsante ya que la inercia que produciría un flujo pulsante con esta velocidad de entrada tan baja no se verían reflejadas en la simulación.

Por tanto para simplificar el modelo y disminuir el tiempo de computación se utilizó un flujo laminar simple ya que nos proporciona un resultado lo suficientemente realista de lo que sucede en el interior del intestino.

También se puede justificar el uso de un flujo laminar frente a un flujo turbulento mediante el cálculo del número de Reynolds para un intestino sano con un diámetro (D), una velocidad constante a la entrada (V_{inlet}) y una viscosidad constante (ν) mediante la ecuación 8.

$$Re = \frac{V_{inlet}D}{\nu}, \quad (8)$$

donde recordamos que D tiene un valor de 3.5 cm, mientras que ν representa la viscosidad cinemática del fluido, que se define como el cociente entre la viscosidad dinámica μ y la densidad ρ . Cabe destacar que el flujo es turbulento si el número de Reynolds es superior a 2300. Sin embargo, la ecuación 8 nos proporciona el número de Reynolds para un intestino sano que sería 2.5, por lo que nuestro flujo es laminar quedando descartado el uso de un flujo turbulento tanto para el caso real como para el modelo utilizado.

3. Validación numérica

Para validar el modelo utilizado en nuestra simulación se ha realizado un cálculo analítico del intestino sano, tanto para el caso de un fluido newtoniano, como para el caso de un fluido no newtoniano.

Todos los datos que se muestran en tablas y gráficas de resultados están incluidos en los códigos Matlab® del Anexo.

Para el primer caso vamos a validar un fluido newtoniano a través de un intestino sano siguiendo la geometría cuyo esquema se representa en la figura 4.1, donde R es el radio ($\frac{D}{2}=1.75$ cm), L es la longitud del tubo ($L=25$ cm), Q es el caudal en $\frac{m^3}{s}$ y ΔP es la diferencia de presión media entre la entrada y la salida.

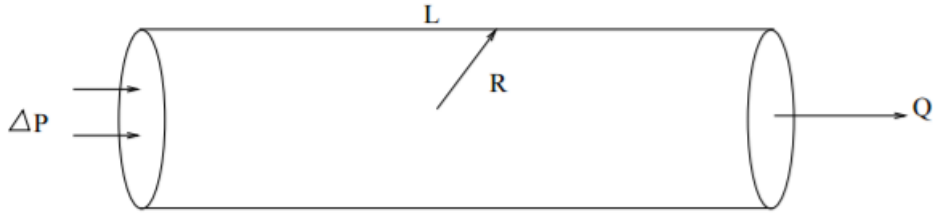


Figura 4.1. Geometría intestino sano

Fluido newtoniano	$\Delta P(Pa)$
Lácteo1	19.6547
Lácteo2	1.5559

Tabla 3. Datos ΔP tomados en Ansys Fluent para cada fluido en un intestino sano.

Realizamos el cálculo analítico de la ΔP mediante la ley de Poiseulle [14] para un caudal, despejamos la ΔP , siendo esta la diferencia entre la presión a la entrada y la presión a la salida, R el radio del intestino, L la longitud del intestino y Q el caudal:

$$Q = \frac{\Delta P \pi R^4}{8L}, \quad (9)$$

despejamos la ΔP de la ecuación 9 mediante la sustitución del caudal.

$$\Delta P = \frac{V_{inlet} 32 \mu L}{D^2}. \quad (10)$$

Por lo tanto para $V_{inlet} = 6.945e^{-05} m/s$, $D = 0.035m$, $L = 0.25 m$, $\mu_{l1} = 44.84 kg/(ms)$ y $\mu_{l2} = 3.55 kg/(ms)$ en la ecuación 10 obtenemos los datos de la tabla 3. Una vez realizadas las simulaciones numéricas, los resultados se muestran en la tabla 4, junto con el error respecto al valor teórico. Los errores cometidos se consideran aceptables.

Fluido newtoniano	$\Delta P(Pa)$	Error relativo (%)
Lácteo1	20.3372	3.35
Lácteo2	1.6101	3.36

Tabla 4. Datos ΔP analítica y error relativo con respecto a los datos de la tabla 3.

Para la validación de los dos casos de fluido no newtoniano, se ha utilizado, la ecuación de Rabinowitsch-Mooney que se deriva del uso de la ley Potencial [8].

Para el caso no newtoniano tenemos que la velocidad axial es diferente, que varía según el valor del exponente n mientras que para el flujo newtoniano ($n=1$) tenemos un flujo cuadrático, a diferencia del flujo no newtoniano ($n<1$) que tenemos un perfil de flujo más plano en el centro y va disminuyendo más rápido hacia la pared, provocando que en el centro del intestino la tensión sea baja y la viscosidad alta mientras que en los extremos es al revés.

El caudal Q a través del flujo del intestino sano viene dado por:

$$Q = \int_0^R w 2\pi r dr = \frac{\pi R^3}{\frac{1}{n} + 3} \left(\frac{\Delta PR}{2Lk} \right)^{\frac{1}{n}}, \quad (11)$$

Por lo tanto si $Q = V_{inlet} \frac{\pi D^4}{4}$, igualando a la ecuación 11 obtenemos.

$$V_{inlet} \frac{\pi D^4}{4} = \frac{\pi R^3}{\frac{1}{n} + 3} \left(\frac{\Delta PR}{2Lk} \right)^{\frac{1}{n}}. \quad (12)$$

Utilizando los valores de V_{inlet} y D obtenemos el valor del caudal (Q) que es $6.6784e^{-08} \frac{m^3}{s}$, por lo tanto para los valores del yogurt de la tabla 5 calculamos su caudal y lo comparamos mediante la ecuación 12 al obtenido anteriormente, como se muestra en la tabla 6.

Fluidos	$\Delta P(Pa)$	$k(\frac{kg-s^{n-2}}{m})$	n
Yogurt1	447.13153	44.84	0.29
Yogurt2	4.6025419	3.55	0.76

Tabla 5. Datos Ansys Fluent para el yogurt1 y el yogurt2.

Fluido no newtoniano	$Q(\frac{m^3}{s})$	Error relativo (%)
Yogurt1	$6.9211e^{-08}$	-3.63
Yogurt2	$6.7485e^{-08}$	-1.05

Tabla 6. Datos Q calculados analíticamente y error relativo con respecto al valor de Q real.

Comparando los resultados de la tabla 6 observamos que la muestra de yogurt2 es más exacta en nuestra simulación que la muestra de yogurt1.

En cualquier caso, los errores relativos son muy bajos y satisfactorios para continuar con las simulaciones.

3.1. Adimensionalización

Para la representación de las gráficas tanto de la presión como de la vorticidad se ha procedido a la adimensionalización de la diferencia de presión (ΔP), la vorticidad (w), velocidad (V) y el diámetro de la estenosis (D) para que sea más fácil poder apreciar las diferencias entre un fluido y otro, además de los grados de estenosis.

Se introducirán las siguientes variables adimensionales.

Para la diferencia de presión utilizamos la ecuación 13 para adimensionalizarla.

$$C_p = \frac{\Delta P}{\frac{1}{2}(\rho v^2)}. \quad (13)$$

En el caso de la vorticidad utilizaremos la ecuación 14 para adimensionalizarla.

$$C_w = \frac{w}{\frac{V_{inlet}}{D}}. \quad (14)$$

Para el caso de la velocidad se usará la ecuación 15 para adimensionalizarla.

$$V_{AD} = \frac{V}{V_{inlet}}. \quad (15)$$

Por último para el diámetro de la estenosis del íleon utilizamos la ecuación 16 para adimensionalizarla.

$$X = \frac{D_{min}}{D_{max}}. \quad (16)$$

3.2. Validación Presión

Para validar los resultados obtenidos para comparar la diferencia de presión entre los distintos fluidos se ha utilizado la ecuación 11 para calcular los valores de caudal de los fluidos no newtonianos y newtonianos con densidades y viscosidades idénticas a los de los no newtonianos, y se han representado en función de las diferencias de presión para cada fluido, para el caso de un intestino sano, como se puede apreciar en la figura 5.1 y 5.2.

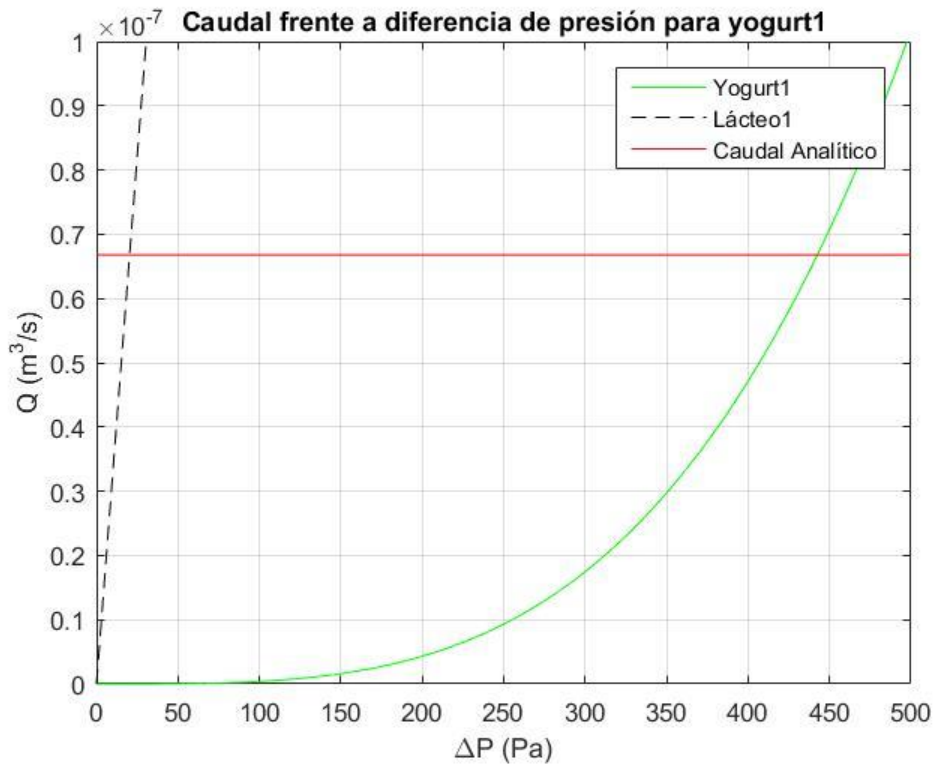


Figura 5.1. Representación gráfica del caudal frente a la variación de presión para el yogurt1 y el lácteo1.

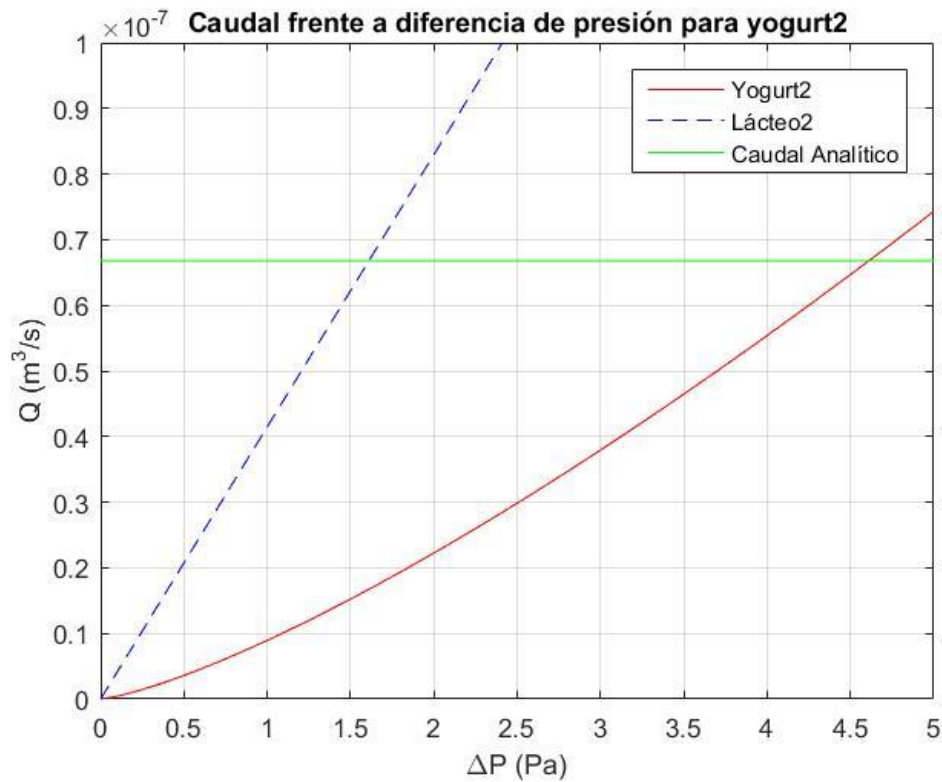


Figura 5.2. Representación gráfica del caudal frente a la variación de presión para el yogurt 2 y el lácteo2.

Como podemos ver en las figuras 5.1 y 5.2 tenemos una representación del caudal producido para las distintas variaciones de presión tanto para un lácteo con la densidad y viscosidad del yogurt como para los yogures utilizados en nuestra simulación.

Si utilizamos el caudal calculado anteriormente en la ecuación 11 podemos saber en qué dos puntos tenemos la variación de presión para cada fluido en un intestino sano, como se puede apreciar en la figura no coinciden, eso es debido a la viscosidad del fluido dado que para un newtoniano este es constante (lácteo1 y 2), mientras que para un fluido no newtoniano (yogurt1 y 2) esta varía según el valor de n lo que nos produce que para un intestino sano el valor a la entrada de presión sea mucho mayor en el caso del fluido no newtoniano.

4. Resultados

En este apartado se muestran los resultados obtenidos en la simulación realizada en Ansys Fluent®, comparando las diferencias entre los distintos grados de estenosis del intestino al paso de un fluido no newtoniano, como al paso de un fluido newtoniano.

4.1. Presión

En el cálculo de la presión ejercida en el intestino se han utilizado los modelos de contorno de Ansys Fluent® para la obtención de los valores, como se puede apreciar en la figura 6.1.

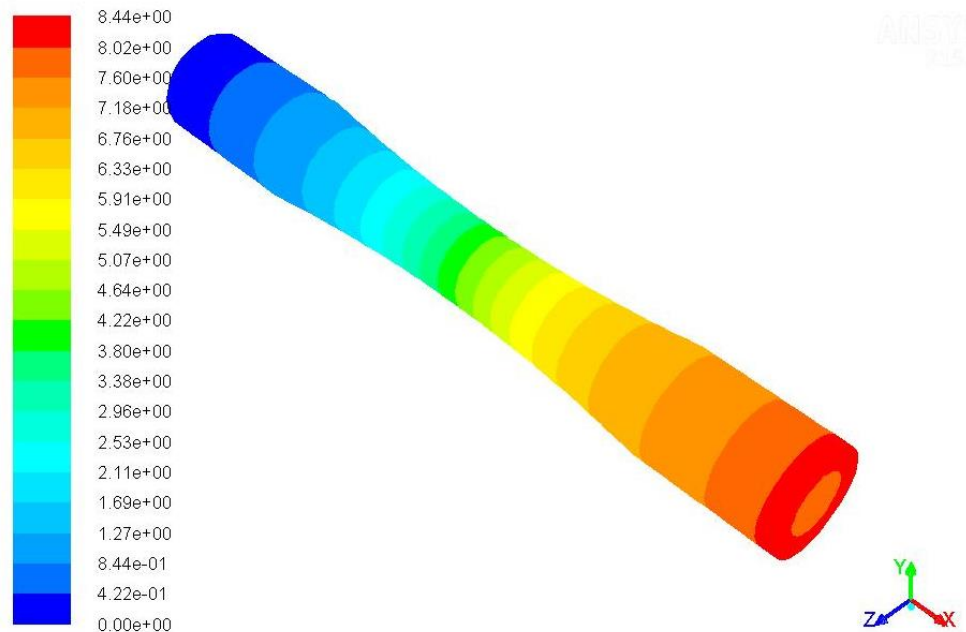


Figura 6.1. Representación gráfica en 3D de la presión en el intestino con una estenosis de 1cm para el yogurt2.

Para el cálculo de la variación de presión en el intestino para los distintos grados de estenosis se han cogido los datos sobre el eje x de la figura tanto a la entra como a la salida del intestino calculando su diferencia.

Con estos valores se procedió a la representación en la figura 7.1 y 7.2 de las variaciones de presión frente a la estenosis para el yogurt1, lácteo1 y yogurt2, lácteo2.

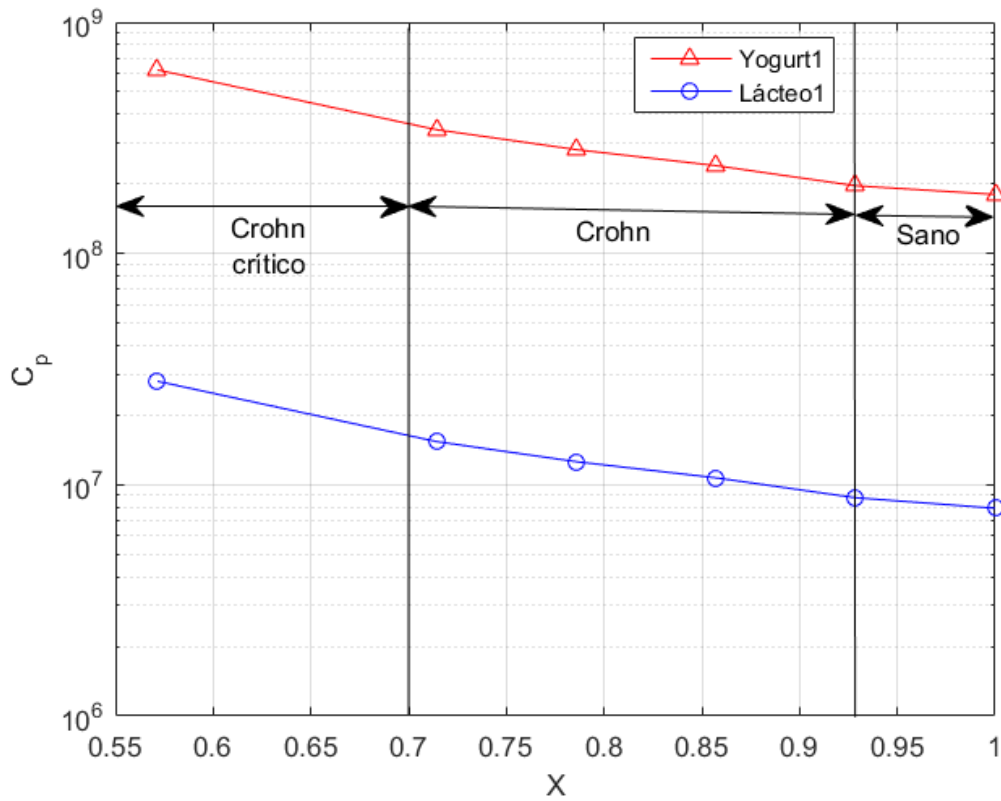


Figura 7.1. Representación gráfica de la diferencia de presión en el yogurt1 y lácteo 1 frente al grado de estenosis en el intestino.

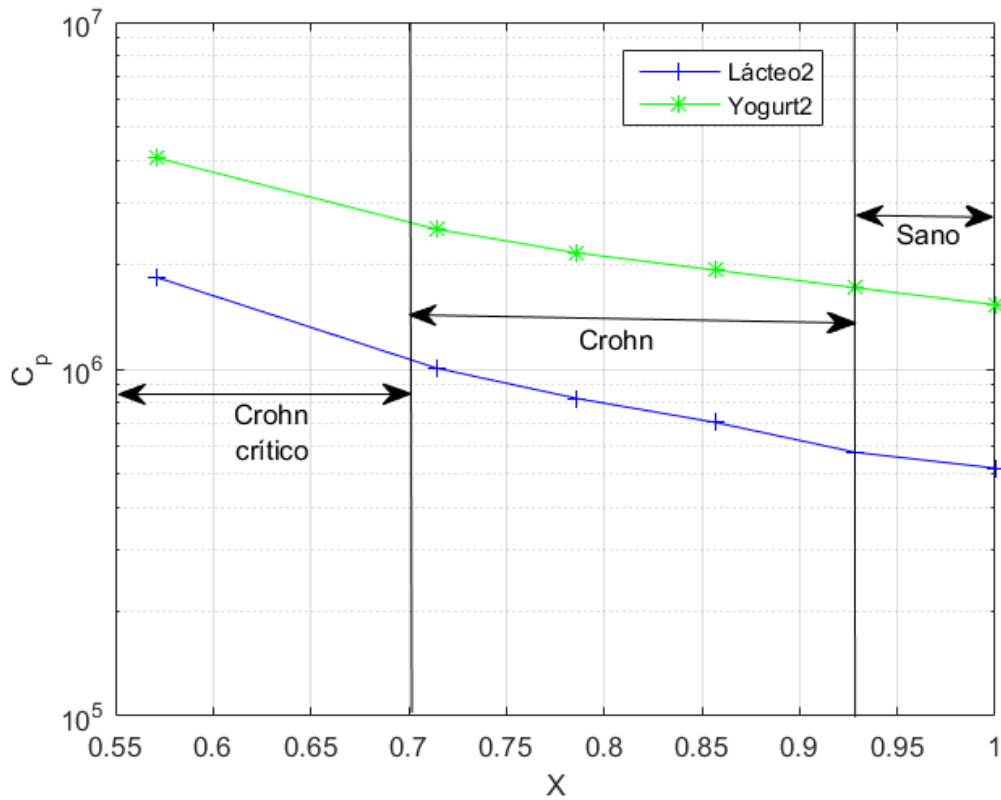


Figura 7.2. Representación gráfica de la diferencia de presión en el yogurt2 y lácteo 2 frente al grado de estenosis en el intestino.

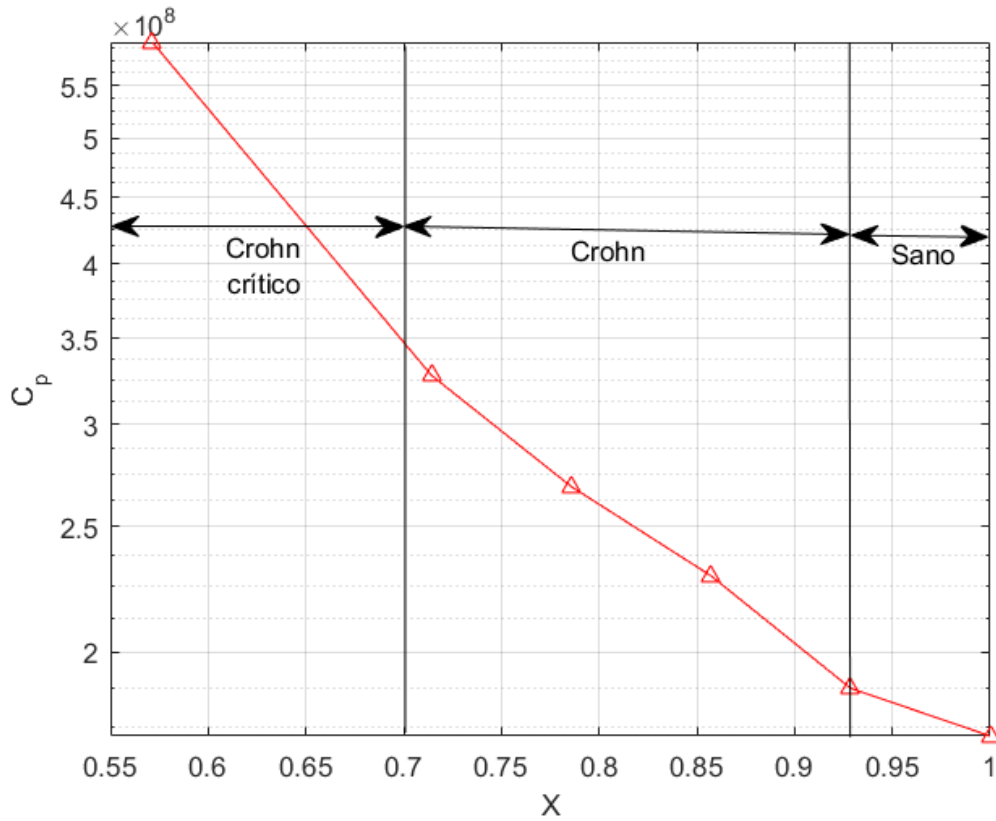


Figura 7.3. Representación gráfica de la diferencia entre yogurt1 y lácteo1 frente al grado de estenosis del intestino.

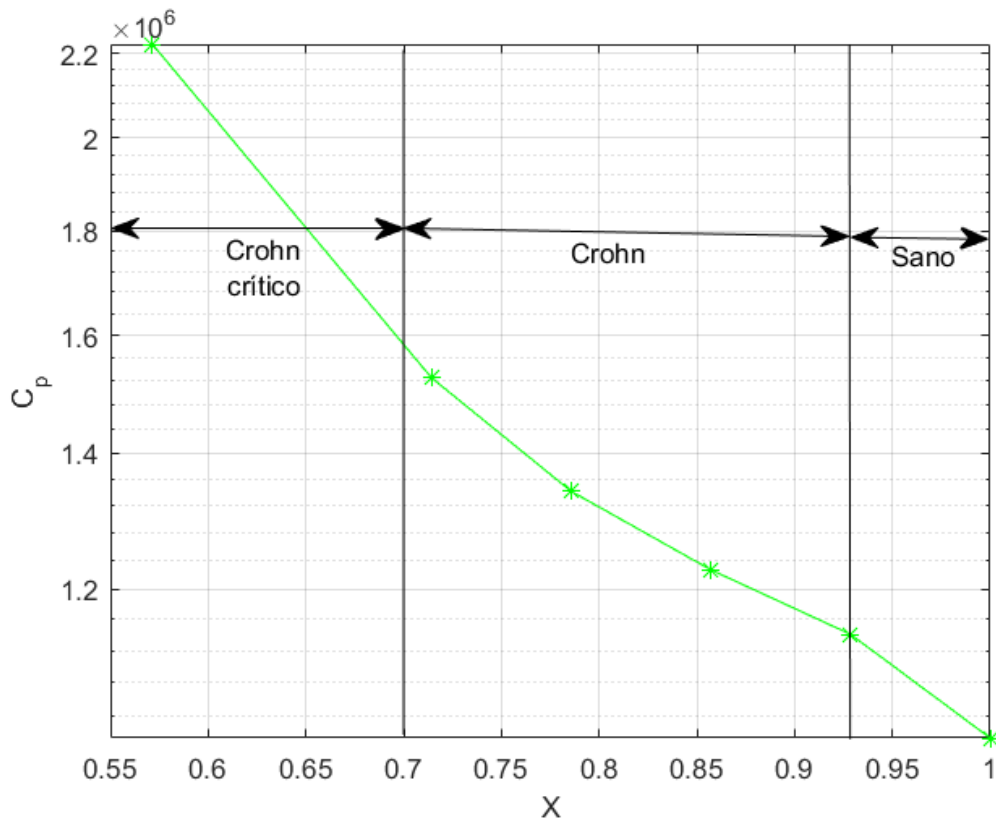


Figura 7.4. Representación gráfica de la diferencia entre yogurt2 y lácteo2 frente al grado de estenosis del intestino.

Como podemos apreciar en la figura 7.1 y 7.2 podemos observar el motivo de la validación realizada en el apartado 3.2 ya que las presiones representadas no coinciden en el punto sin estenosis ($X=1$). En otras palabras, la viscosidad para un fluido newtoniano es constante mientras que para un fluido no newtoniano dependen de n , por lo que no coinciden en el punto para un intestino sano ($X=1$) como cabría esperarse.

En la figura 7.1 se muestra una mayor distancia entre los fluidos dado que las ΔP son mucho mayores con respecto de la figura 7.2, esto es debido a la propia viscosidad del fluido.

Se puede ver como a medida que aumenta el estrechamiento, mayor es la caída de presión.

Si nos fijamos en las figuras 7.3 y 7.4 podemos observar como a valores por encima del 0.75 de estenosis nuestra presión aumenta considerablemente, por lo que podría considerarse un valor crítico (X^*) en el cual la presión es muy elevada, esto es provocado por el estrechamiento de la pared que nos proporciona un aumento de la presión a la entrada.

Para la representación de estas figuras se ha añadido una geometría más en la cual se ha tomado una estenosis de 2 cm de diámetro para simular un caso extremo de Crohn en el cual el paciente corra un grave riesgo de obstrucción intestinal, y como podemos ver en las figuras esta geometría nos proporciona un pico mucho más alto que las anteriores, demostrando que a estos valores la presión aumenta considerablemente.

4.2. Vorticidad

La vorticidad es una magnitud física empleada para cuantificar las rotaciones del fluido, en la simulación se ha empleado esta magnitud para comparar los distintos grados de vorticidad producidos por las diferentes estenosis.

En la figura 8.1 podemos ver un ejemplo de la vorticidad producida en un intestino con una estenosis de 1cm de diámetro para un fluido no newtoniano (yogurt2).

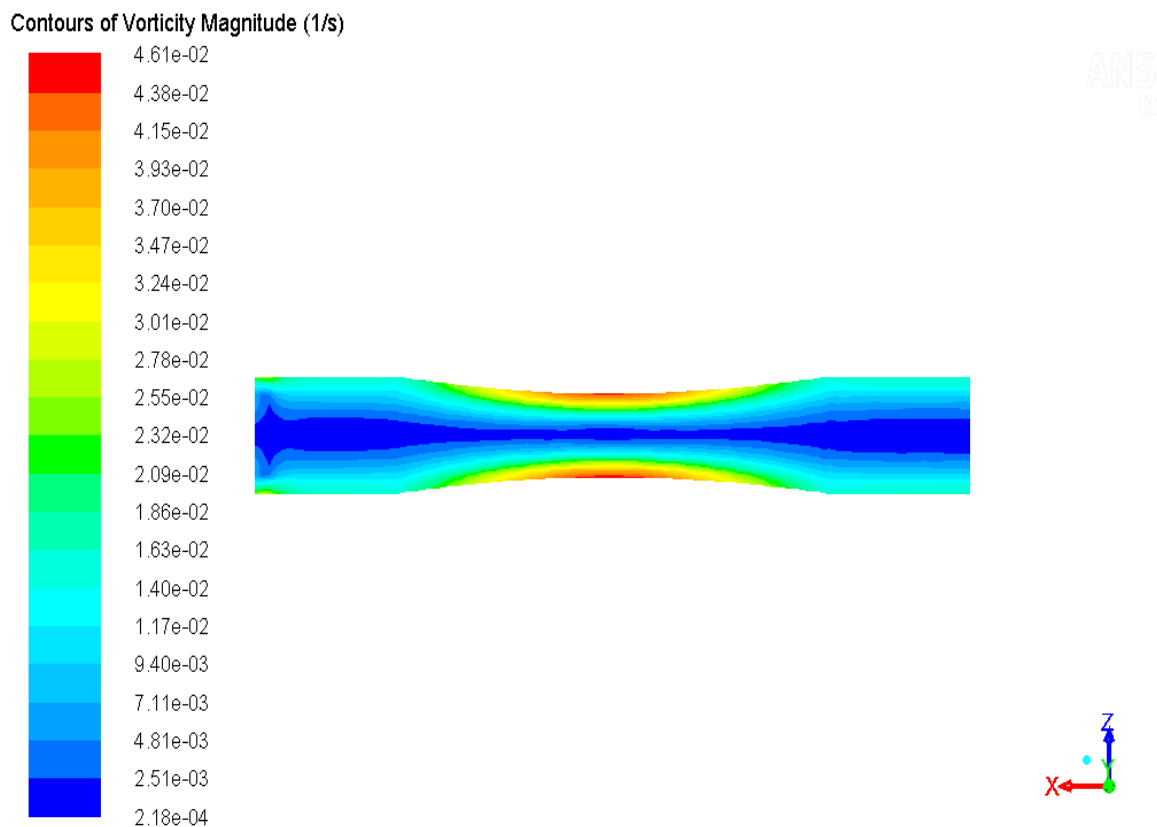


Figura 8.1. Representación 2D de la vorticidad en el íleon con estenosis de 1cm para un fluido no newtoniano (yogurt2).

Para la comparación de las vorticidades máximas se utilizó como referencia la curvatura producida por la estenosis en la geometría dada, para ello se tomaron los valores máximos de vorticidad en esta zona como podemos ver en la figura 8.1 se puede apreciar como la zona en la que la estenosis es mayor la vorticidad producida también es mayor, en el caso del intestino sano el cual no tiene estenosis se tomó como referencia la longitud de la estenosis en las otras geometrías para la obtención de la vorticidad.

Se tomaron valores tanto como para los dos fluidos no newtonianos (yogurt1 y 2) como para los fluidos newtonianos (lácteo1 y 2) y se representaron en función del grado de estenosis en el íleon.

Después de la adimensionalización realizada en el apartado 3.1. realizamos una representación de la vorticidad como se puede apreciar en la figura 9.1.

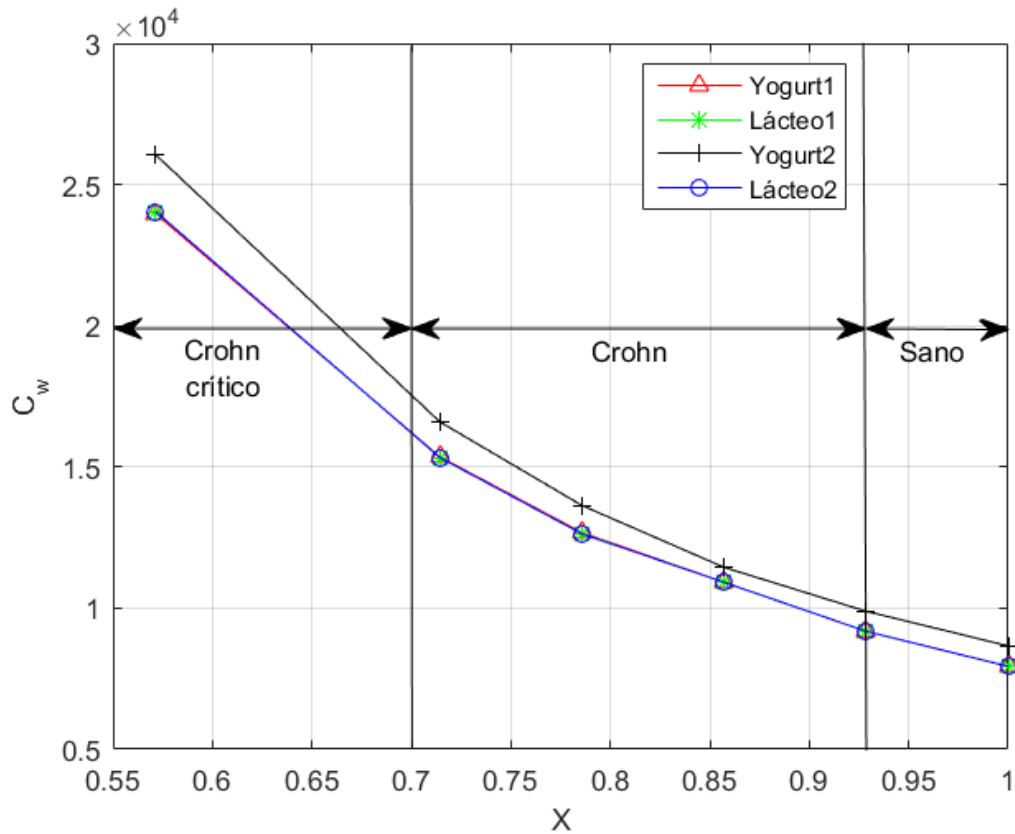


Figura 9.1. Representación vorticidad adimensional para el yogurt1, lácteo1, yogurt2 y lácteo2 frente estenosis adimensional.

Como podemos observar en la figura 9.1 apreciamos como las variaciones producidas en la estenosis empiezan a aumentar a medida que la estenosis es mayor en el intestino, y como dependiendo del fluido la vorticidad es prácticamente igual tanto para un fluido no newtoniano (yogurt1) como para uno newtoniano con la misma densidad y viscosidad (lácteo1).

Por el contrario si hacemos una comparativa con el fluido no newtoniano (yogurt2) está claramente por encima del newtoniano (lácteo2) vemos como la vorticidad va aumentando a medida que aumenta la estenosis, esto es producido por el hecho de que este fluido posee una mayor recirculación a la entrada de la estenosis que el yogurt1 o el lácteo 1 y 2.

4.3. Velocidad

Para una velocidad de entrada V_{inlet} constante tenemos una variación de la velocidad a medida que se produce un avance del fluido, ya sea newtoniano o no newtoniano a través del intestino como se puede apreciar en la figuras 10.1 y 10.2.

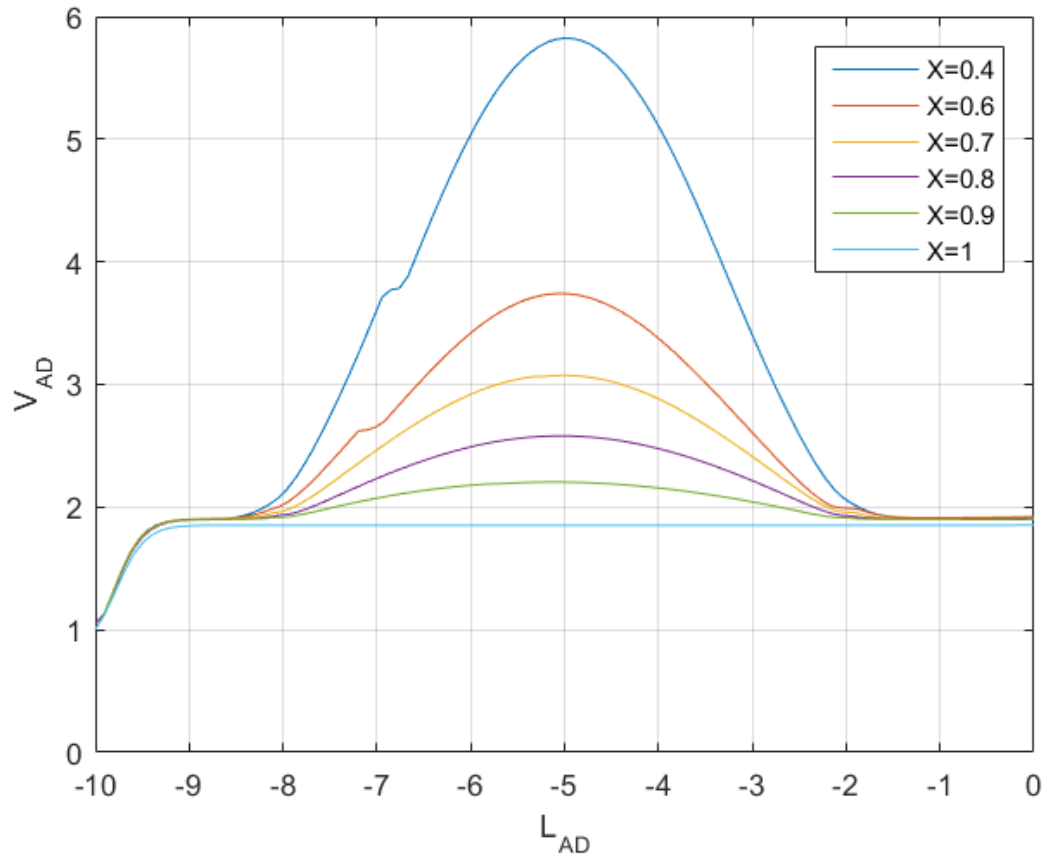


Figura 10.1. Representación gráfica de la velocidad adimensional frente a la longitud adimensional del intestino para una estenosis de 1.5cm, 1cm, 0.75cm, 0.5cm, 0.25cm y sin estenosis para el yogurt1.

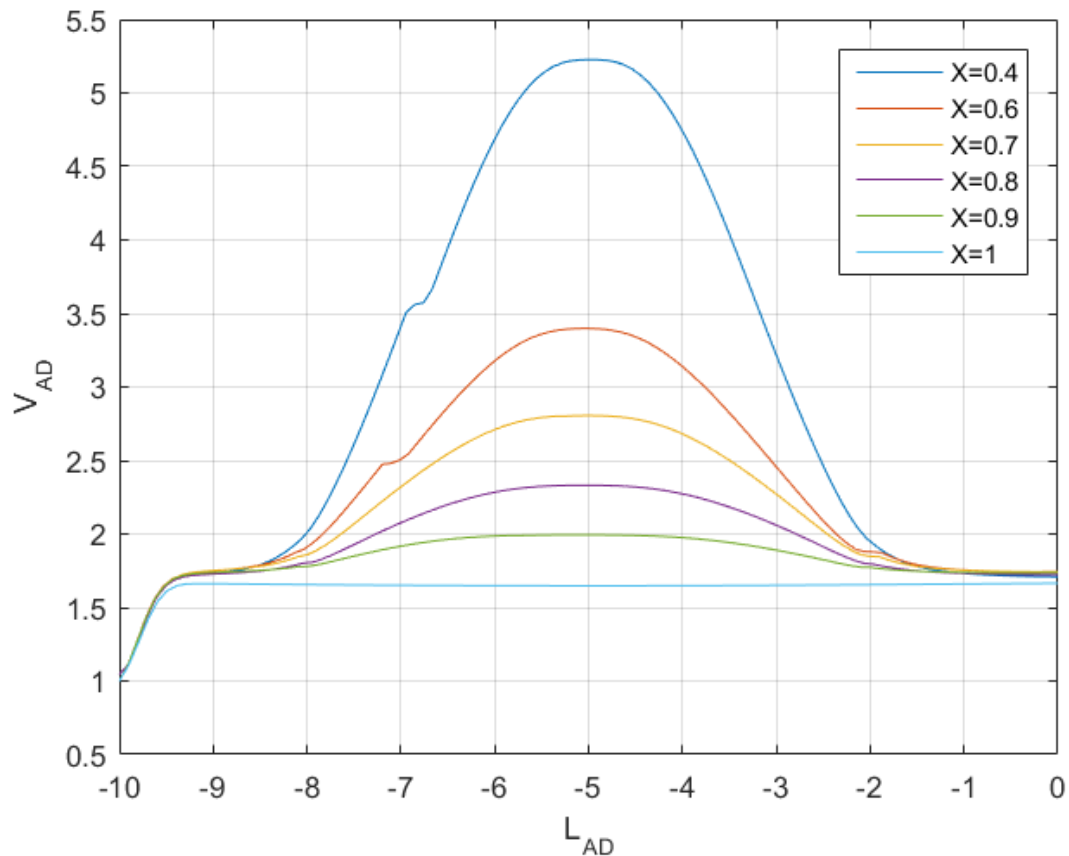


Figura 10.2. Representación gráfica de la velocidad adimensional frente a la longitud adimensional del intestino para una estenosis de 1.5cm, 1cm, 0.75cm, 0.5cm, 0.25cm y sin estenosis para el yogurt2.

En las figuras 10.1 y 10.2 podemos ver como en los diferentes casos la velocidad empieza constante y a medida que se va estrechando el tubo esta se ve amentada considerablemente, llegando a una velocidad máxima (V_{max}) a diferencia del tubo sin estenosis el cual alcanza un valor en el que se forma un perfil parabólico y se mantiene constante a través del tubo.

Obtenemos la V_{max} para los distintos fluidos y estrechamientos, para representarla adimensionalmente frente a la longitud del tubo como se muestra en la figura 11.1.

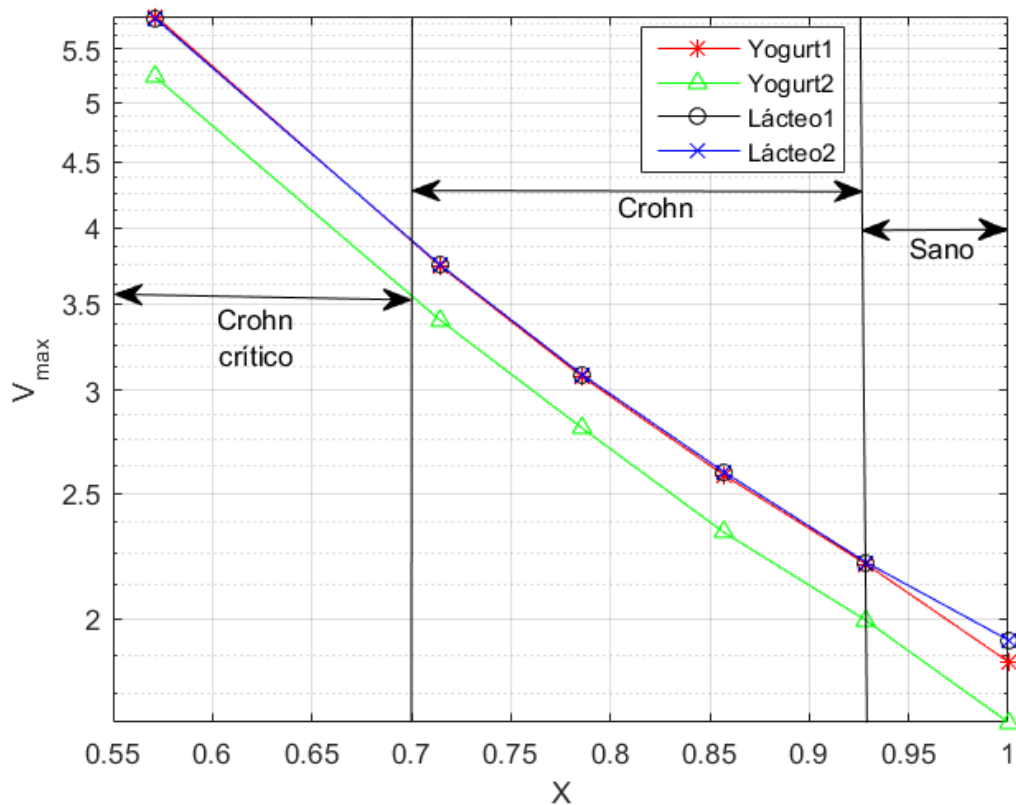


Figura 11.1. Representación de la velocidad máxima adimensionalizada en los distintos grados de estenosis para fluidos no newtoniano (yogurt1 y 2) y newtoniano (lácteo1 y 2).

Como observamos en la figura 11.1 se muestra como a medida que la estenosis es mayor la velocidad en esta también aumenta, considerándose como punto crítico 0.75 igual que en el caso de la ΔP y la vorticidad, por lo que podríamos decir que 0.75 es el punto crítico (X^*) en el cual la estenosis empieza a provocar efectos perjudiciales en el intestino.

Además se puede observar una ligera separación entre el yogurt2 y el yogurt1 esto es debido a que la presión a la entrada del yogurt2 es mucho menor que para el yogurt1 provocando que la velocidad máxima sea menor.

5. Conclusiones y trabajos futuros

Se ha realizado un estudio mediante mecánica de fluidos computacional de una modelo que simula las condiciones del paso de un bolo alimenticio a través del intestino cuando este se encuentra sano o enfermo debido a la enfermedad de Crohn. Para tal fin, se han simulado en primer lugar, distintas configuraciones geométricas que modelan el estrechamiento (o estenosis) que se produce en la pared del íleon debido al proceso inflamatorio irreversible que produce el empeoramiento de la actividad en el íleon. En segundo lugar, se ha modelado la comida que pasa a través del intestino de dos formas: con un fluido newtoniano denominado lácteo con viscosidad constante; y otro no-newtoniano de viscosidad dependiente del esfuerzo cortante en las paredes llamado yogurt. Se han tomado de la bibliografía específica las propiedades de dos lácteos y dos yogurt.

Se han validado las simulaciones numéricas para los dos fluidos en un conducto sin estenosis (caso $X=1$), encontrándose que los dos fluidos newtonianos (lácteos) producen una caída de presión inferior a los fluidos no newtonianos (yogurt). De esta forma, queda justificado que, en el caso de estudiar un bolo alimenticio a su paso por el intestino, no tiene sentido usar un fluido con la aproximación newtoniana. Esta conclusión es evidente al usar los modelos de Hagen-Poiseuille y la ecuación de Rabinowitsch-Mooney, tal y como se muestra en las figuras 5.1 y 5.2.

En relación a la caída de presión adimensional, se ha observado que tanto para el lácteo como para el yogurt, las caídas de presiones aumentan al pasar de un íleon sano ($X=1$) a otro íleon con estenosis. En concreto, se ha observado como partir de una relación inferior a $X=0.7$, la caída de presión aumenta considerablemente para todos los fluidos, ver figuras 7.1 y 7.2. Este cambio de tendencia corrobora los estudios médicos que establecen que a partir de una relación $X^*=0.7$ la enfermedad de Crohn se convierte en crónica y es necesaria una intervención quirúrgica debido a que estas altas presiones se traducen en fuertes dolores intestinales o úlceras. En otras palabras, a partir de un cierto grado de estenosis denominada X^* los yogures simulados resultan perjudiciales para cualquier paciente. Se concluye, además, que el yogurt 2 es mejor opción para el paciente que el yogurt 1 al producir una caída de presión inferior a su paso por el intestino.

La vorticidad nos da una idea del grado de recirculación del fluido en el interior del tubo en forma de vórtices. Al analizar su valor para los cuatro fluidos, se observa en la figura 9.1 que la recirculación producida en la estenosis es mayor para el yogurt 2, mientras que para fluidos newtonianos es prácticamente igual en todos los casos. Finalmente, la velocidad máxima que se produce en el interior del conducto para distintos grados de estenosis es inferior en el yogurt 2, según se representa en la figura 11.1. Este hecho vuelve a corroborar que el yogurt 2 es menos indicado para el paciente.

Quedan como futuras líneas de trabajo realizar las siguientes tareas:

1. Realizar simulaciones con varios tipos de alimentos realizando tablas de productos que serían perjudiciales para ciertos grados de estenosis, pudiendo obtener una serie de alimentos que no produjeran ningún daño o el mínimo posible al paso por el intestino.
2. Estudiar las curvas de alimentos en el laboratorio de Reología para caracterizarlos y simularlos posteriormente mediante CFD.
3. Analizar otras leyes para fluidos no newtonianos para conocer las implicaciones del modelo sobre los resultados de la simulación.

4. Realizar un ensayo experimental y medir las diferencias de presiones entre la entrada y la salida en un circuito hidráulico cerrado que simule las condiciones reales de los distintos grados de estenosis.
5. Realizar la simulación de la configuración geométrica de un intestino real sano y enfermo obtenido mediante imágenes médicas (TAC, MRI en formato DICOM).

Bibliografía

- [1] A. Basim. Experimental and modelling studies of the flow properties of concentrated yogurt ad affected by the storage time. *Journal of Food Engineering*, 52, 359-365 (2002)
- [2] B. Chandran Krishnan, E. Rittgers Stanley and P.Yoganathn Ajit. *Biofluid Mechanics*. CRC Press (2009).
- [3] C. Macedo Reyes. Propiedades Fisicoquímicas y de Flujo de un Yogur Asentado Enriquecido con Microcápsulas que Contienen Ácidos Grasos Omega 3. *Información Tecnológica*, 26, 87-96 (2015).
- [4] E. Mulroney Susan. *Netter's Essential Physiology*, Elsevier Masson (2010).
- [5] G. Aurélie. Relevance and challenges in modeling human gastric and small intestinal digestion. *Trends Biotechnol*, 30, 591-600 (2012).
- [6] H. Bostjan. "Computational Modelling and Simulation of the Human Duodenum in Proceedings", of the Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Conference in Milan, Milan, Italy (2012).
- [7] International Foundation for Functional Gastrointestinal Disorders, Inc. (IFFGD), from <http://www.iffgd.org/manage-your-health/the-digestive-system.html> (2015).
- [8] E. J. Hinch. *Non-Newtonian Geophysical Fluid Dynamics*. Lecture 3: Simple Flows (2004).
- [9] J. Ferrua Maria. *Computational Modeling of Gastrointestinal Fluid Dynamics*. Chapter: New Advances in Gastrointestinal Motility Research, Springer (2013).
- [10] National institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases (NIDDK). Crohn's Disease from <http://niddk.nih.gov/health-information/health-topics/digestive-diseases/crohns-disease/> (2014).
- [11] I. M. Afonso. Rheological monitoring of structure evolution and development in stirred yoghurt. *Journal of Food Engineering*, 42, 183-190 (1999).
- [12] M. Koeppen Bruce. *Berne and levy Physiology*. Elsevier, Chapter VI: Digestive Physiology (2009).
- [13] S. Cindy. *Anatomi and Function of the Digestive System*. <http://www.healthpages.org/anatomy-function/anatomy-function-digestive-system/> (2016), acceso el 10 de Octubre de 2016.
- [14] V. Grubelnik. Ley de Poiseuille. <http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/fluidos/dinamica/viscosidad/viscosidad.htm> (2005), acceso el 2 de Noviembre de 2016.
- [15] <https://sites.google.com/a/ps.edu.pe/biologiaps/anatomia-y-fisiologia-humana/sistema-digest>, acceso el 12 de Octubre de 2016.
- [16] <http://lalupa3.webcindario.com/biologia/sistema%20digestivo.htm>, acceso el 13 de Octubre de 2016.
- [17] <http://comofuncionaque.com/funciones-del-intestino-delgado/>, acceso el 12 de Noviembre de 2016.

[18] https://www.pce-instruments.com/espanol/laboratorio/instrumento-delaboratorio/reometro-kat_162166_1.htm, acceso el 15 de Noviembre de 2016.

Anexo

%valores variacion de presion para un fluido no newtoniano Yogurt1;

```
P_yogurt1=[1544.7404,851.75507,698.5354,595.69403,487.38623,447.12927];  
Pconst_y1=P_yogurt1/(0.5*1030*(6.945e-5.^2));
```

%Valores variacion de presion para un fluido no newtoniano Ygourt2;

```
P_yogurt2=[12.187414,7.5996451,6.4996419,5.7909598,5.153275,4.6025419];  
Pconst_y2=P_yogurt2/(0.5*1245*(6.945e-5.^2));
```

%valores diametro del intestino segun su estenosis

```
N=[2,2.5,2.75,3,3.25,3.5];  
const2=3.5;
```

%valores variacion de presion para Agua;

```
P2_agua=[0.001561,0.000856,0.00070099998,0.00059800001, 0.00049000001,0.000443];  
Pconst_a=P2_agua/(0.5*998.2*(6.945e-5.^2));
```

%valores variacion de presion para lacteo1

```
P2_agua_y1=[69.6194,38.147507+0.024870001,31.218082+0.021269999,26.594431+0.0110  
44,21.80257+0.020822,19.643414+0.01137];  
P2const_y1=P2_agua_y1/(0.5*1030*(6.945e-5.^2));  
P_final_y1_lac1=Pconst_y1-P2const_y1;
```

%valores variacion de presion para lacteo2;

```
P2_agua_y2=[5.511591,3.0199399+0.0019690001,2.471488+0.001684,2.105417+0.0008740  
0002,1.726055+0.001648,1.5550801+0.00089999998];  
P2const_y2=P2_agua_y2/(0.5*1245*(6.945e-5.^2));  
P_final_y2_lac2=Pconst_y2-P2const_y2;
```

%representacion para Yogurt1 frente lacteo1;

```
figure (1);  
semilogy(N/const2,Pconst_y1,'-r^'); grid;hold on;
```

```
xlabel('X');  
ylabel('C_p');  
semilogy(N/const2,P2const_y1,'-bO');  
legend('Yogurt1','Lácteo1');
```

%Representacion Yogurt2 frente lacteo2;

```
figure(2);  
semilogy(N/const2,P2const_y2,'-b+');grid; hold on;
```

```
xlabel('X');  
ylabel('C_p');
```

```

semilogy(N/const2,Pconst_y2,'-g*');
legend('Lácteo2','Yogurt2');
%Representacion diferencia entre Yogurt1 y Lacteo1
figure(3);
semilogy(N/const2,P_final_y1_lac1,'-r^');grid;

xlabel('X');
ylabel('C_p');

%Representacion diferencia entre Yogurt2 y Lacteo2
figure(4);
semilogy(N/const2,P_final_y2_lac2,'-g*');grid;

xlabel('X');
ylabel('C_p');

% valores de la velocidad morticial para Yogurt1
W_y1 =[ 0.083241001,0.042658001,0.03201,0.025269,0.019618001,0.01575];
Wconst=(W_y1.*N)/0.6945e-5;

% valores de la velocidad morticial para Yogurt2
W_y2 =[0.090474002,0.046103999,0.034435999,0.026493,0.021129999,0.017185999];
W3const=(W_y2.*N)/0.6945e-5;

% Valores de la velocidad morticial para el Agua
% W_a=[ 0.042606,0.031923998,0.02551,0.019795001,0.015873];
% W2const=(W_a.*N)/0.6945e-5;

% Valores de la velocidad morticial para Lacteo1
W_a_y1=[0.083485,0.042576,0.031918,0.025264001,0.019617001,0.015745999];
Wconst_lc1=(W_a_y1.*N)/0.6945e-5;
% Valores de la velocidad morticial para Lacteo2
W_a_y2=[0.083479002,0.042597,0.031897999,0.025265001,0.019617001,0.015745999];
Wconst_lc2=(W_a_y2.*N)/0.6945e-5;

%representacion grafica de la velocidad morticial para Yogurt1 y
%Lacteo1
figure (5);
plot(N/const2,Wconst,'-r^'); grid on;hold on;

plot(N/const2,Wconst_lc1,'-g*');

xlabel('X');
ylabel('C_w');
legend('Yogurt1','lácteo1');

%Representacion grafica de la velocidad morticial para yogurt2 y lacteo2
figure(6);
plot(N/const2,W3const,'-k+');grid on;hold on;

```

```

plot(N/const2,Wconst_lc2,'-bo');

xlabel('X');
ylabel('C_w');
legend('Yogurt2','lácteo2');

%Representacion grafica de la velocidad morticial para
%Yogurt1,yogurt2,lacteo1 y lacteo2
figure(7);
plot(N/const2,Wconst,'-r^'); grid on;hold on;
plot(N/const2,Wconst_lc1,'-g*');
plot(N/const2,W3const,'-k+');
plot(N/const2,Wconst_lc2,'-bo');

xlabel('X');
ylabel('C_w');
legend('Yogurt1','Lácteo1','Yogurt2','Lácteo2');

%----- Yogurt 1 -----
D=0.025;
Vinlet=6.945e-5;
%figura maximo estrechamiento
aaxis= load('max_estrecho_y1');
aaxis= aaxis(:,5)';
aaxis=fliplr(aaxis);
n1=-0.250:0.25/(109-1):0;

figure (1);
plot(n1/D,aaxis/Vinlet);grid on; hold on;

xlabel('L_A_D');
ylabel('V_A_D');

%figura 1 cm estrechamiento
axis= load('FFF-1-1-00067');
axis= axis(:,4)';
axis=fliplr(axis);
n=-0.250:0.25/(108-1):0;

plot(n/D,axis/Vinlet);grid on;

%figura 0.75 estrechamiento
axis2= load('FFF-2-1-00065');
axis2= axis2(:,5)';
axis2=fliplr(axis2);
n2=-0.250:0.25/(106-1):0;

plot(n2/D,axis2/Vinlet);grid on;

%figura 0.5 estrechamiento

```

```
axis3= load('FFF-3.1');
axis3= axis3(:,5);
axis3=fliplr(axis3);
n3=-0.250:0.25/(103-1):0;
```

```
plot(n3/D,axis3/Vinlet);grid on;
```

```
%figura 0.25 estrechamiento
```

```
axis4= load('FFF-5.1-2-00065');
axis4= axis4(:,5);
axis4=fliplr(axis4);
n4=-0.250:0.25/(106-1):0;
```

```
plot(n4/D,axis4/Vinlet);grid on;
```

```
%figura sin estrechamiento
```

```
axis5= load('FFF-6.1');
axis5= axis5(:,5);
axis5=fliplr(axis5);
n5=-0.250:0.25/(99-1):0;
plot(n5/D,axis5/Vinlet);
legend('X=0.4','X=0.6','X=0.7','X=0.8','X=0.9','X=1');
```

```
%----- Yogurt 2 -----
```

```
%figura maximo estrechamiento
```

```
bbxis= load('max_estrecho_y2');
bbxis= bbxis(:,5);
bbxis=fliplr(bbxis);
n10=-0.250:0.25/(109-1):0;
```

```
figure (3);
plot(n10/D,bbxis/Vinlet);grid on; hold on;
```

```
xlabel('L_A_D');
ylabel('V_A_D');
```

```
%figura 1cm estrechamiento
```

```
bxis= load('FFF-1-6-00097');
bxis= bxis(:,5);
bxis=fliplr(bxis);
n11=-0.250:0.25/(108-1):0;
```

```
plot(n11/D,bxis/Vinlet);grid on;
```

```
%figura 0.75 estrechamiento
```

```

bxis2= load('FFF-2-4-00065');
bxis2= bxis2(:,5);
bxis2=fliplr(bxis2);
n12=-0.250:0.25/(106-1):0;

plot(n12/D,bxis2/Vinlet);grid on; hold on;

```

%figura 0.5 estrechamiento

```

bxis3= load('FFF-3.1-6-00105');
bxis3= bxis3(:,5);
bxis3=fliplr(bxis3);
n13=-0.250:0.25/(103-1):0;

plot(n13/D,bxis3/Vinlet);grid on; hold on;

```

%figura 0.25 estrechamiento

```

bxis4= load('FFF-5.1-7-00097');
bxis4= bxis4(:,5);
bxis4=fliplr(bxis4);
n14=-0.250:0.25/(106-1):0;

plot(n14/D,bxis4/Vinlet);grid on; hold on;

```

%figura sin estrechamiento

```

bxis5= load('FFF-6.1-7-00067');
bxis5= bxis5(:,5);
bxis5=fliplr(bxis5);
n15=-0.250:0.25/(99-1):0;
plot(n15/D,bxis5/Vinlet);
legend('X=0.4','X=0.6','X=0.7','X=0.8','X=0.9','X=1');

```

%Representacion adimensional de la Vmax frente a la Longitud adimensional
%del tubo

%----- Lacteo1 -----

```

%figura maximo estrechamiento
ccxis= load('max_estrecho_lc1');
ccxis= ccxis(:,5);
ccxis=fliplr(ccxis);

```

```

%figura maximo estrechamiento
cxis= load('FFF-7-11-00069y1');
cxis= cxis(:,5);
cxis=fliplr(cxis);

```

%figura 0.75 estrechamiento

```
cxis2= load('FFF-8-8-00069y1');
cxis2= cxis2(:,5);
cxis2=fliplr(cxis2);
```

%figura 0.5 estrechamiento

```
cxis3= load('FFF-9-8-00078y1');
cxis3= cxis3(:,5);
cxis3=fliplr(cxis3);
```

%figura 0.25 estrechamiento

```
cxis4= load('FFF-10-7-00068y1');
cxis4= cxis4(:,5);
cxis4=fliplr(cxis4);
```

%figura sin estrechamiento

```
cxis5= load('FFF-11-5-00083y1');
cxis5= cxis5(:,5);
cxis5=fliplr(cxis5);
```

%-----Lacteo2-----

```
%figura maximo estrechamiento
ddxis= load('max_estrecho_lc2');
ddxis= ddxis(:,5);
ddxis=fliplr(ddxis);
```

%figura 1cm estrechamiento

```
dxis= load('FFF-7-11-00069');
dxis= dxis(:,5);
dxis=fliplr(dxis);
```

%figura 0.75 estrechamiento

```
dxis2= load('FFF-8-8-00069y2');
dxis2= dxis2(:,5);
dxis2=fliplr(dxis2);
```

```
dxis3= load('FFF-9-8-00078y2');
dxis3= dxis3(:,5);
dxis3=fliplr(dxis3);
```

%figura 0.25 estrechamiento

```
dxis4= load('FFF-10-7-00068y2');
dxis4= dxis4(:,5);
dxis4=fliplr(dxis4);
```

%figura sin estrechamiento

```
dxis5= load('FFF-11-5-00083y2');  
dxis5= dxis5(:,5);  
dxis5=fliplr(dxis5);
```

%Representacion Vmax y X

```
Vmax_y1=[max(aaxis),max(axis),max(axis2),max(axis3),max(axis4),max(axis5)];  
Vmax_y2=[max(baxis),max(bxis),max(bxis2),max(bxis3),max(bxis4),max(bxis5)];  
Vmax_lc1=[max(ccxis),max(cxis),max(cxis2),max(cxis3),max(cxis4),max(cxis5)];  
Vmax_lc2=[max(ddxis),max(dxis),max(dxis2),max(dxis3),max(dxis4),max(dxis5)];  
N=[2,2.5,2.75,3,3.25,3.5];  
const2=3.5;
```

```
figure(4);  
semilogy(N/const2,Vmax_y1/Vinlet,'-r*');grid on; hold on;  
semilogy(N/const2,Vmax_y2/Vinlet,'-g^');  
semilogy(N/const2,Vmax_lc1/Vinlet,'-ko');  
semilogy(N/const2,Vmax_lc2/Vinlet,'-bx');
```

```
ylabel('V_m_a_x');  
xlabel('X');  
legend('Yogurt1','Yogurt2','Lácteo1','Lácteo2');
```

%Representación de la viscosidad dinamica frente al gamma punto.

```
gamma=[0:0.1:1000];  
figure(1);  
semilogy(gamma,44.84*gamma.^(0.29-1),'r');grid on; hold on;  
semilogy(gamma,3.55*gamma.^(0.76-1),'g');  
semilogy(gamma,44.84*gamma.^0,'k');  
semilogy(gamma,3.55*gamma.^0,'b');  
xlabel('\gamma');  
ylabel('\mu');  
legend('Yogurt1','Yogurt2','Lácteo1','Lácteo2');
```

% Valores de Ansys Fluent

```
Vinlet=6.945e-5;  
vis=1.102e-3;  
vis1=44.84;  
vis2=3.55;  
L=0.25;  
D=0.035;
```

%Calculo de la diferencia de presion

```
P_a=(Vinlet*32*vis*L)/0.035^2;  
P1=(Vinlet*32*vis1*L)/0.035^2;  
P2=(Vinlet*32*vis2*L)/0.035^2;
```

%Calculo del caudal

```
Q=Vinlet*((3.14*D^2)/4);
```

%calculo de los errores

```
e_a=((P_a-0.000443))/P_a*100;  
e_1=((P1-19.6547))/P1*100;
```

$$e_2 = ((P2 - 1.5559) / P2) * 100;$$